

(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION  
EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(19) Organisation Mondiale de la Propriété  
Intellectuelle  
Bureau international



PCT

(43) Date de la publication internationale  
4 août 2005 (04.08.2005)

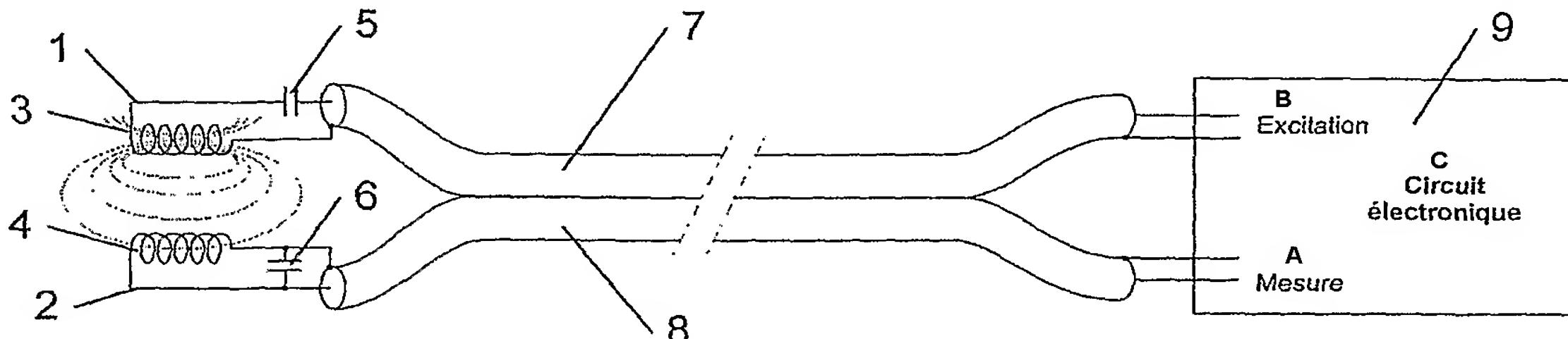
(10) Numéro de publication internationale  
**WO 2005/071353 A1**

- (51) Classification internationale des brevets<sup>7</sup> : **G01B 7/14, G01D 5/20**
- (21) Numéro de la demande internationale :  
PCT/EP2005/050178
- (22) Date de dépôt international :  
17 janvier 2005 (17.01.2005)
- (25) Langue de dépôt : français
- (26) Langue de publication : français
- (30) Données relatives à la priorité :  
04075045.7 16 janvier 2004 (16.01.2004) EP
- (71) Déposants (*pour tous les États désignés sauf US*) :  
**NOMICS (SOCIETE ANONYME)** [BE/BE]; Grande Traverse, 10 (Bât. B28), Université de Liège Institut d'Electricité Montefi, ore, B-4000 Liege (BE). **LOGISTIQUE SPATIALE WALLONNE - WALLONIA SPACE LOGISTICS - "W.S.L." (SOCIETE ANONYME)** [BE/BE]; Parc Scientifique du Sart Tilman, Rue des Chasseurs Ardennais, B-4031 Angleur-Liege (BE).
- (72) Inventeurs; et
- (75) Inventeurs/Déposants (*pour US seulement*) : **ANSAY, PIERRE** [BE/BE]; Nomics (Société Anonyme), Grande Traverse, 10 (Bât. B28), Université de Liège Institut, d'Electricité Montefiore, B-4000 Liege (BE). **POIRRIER, ROBERT** [BE/BE]; Nomics (Société Anonyme), Grande

[Suite sur la page suivante]

(54) Title: DISTANCE MEASURING DEVICE

(54) Titre : DISPOSITIF DE MESURE DE DISTANCE.



A...MEASURE  
B...EXCITATION  
C...ELECTRONIC CIRCUIT

(57) **Abstract:** The invention relates to a distance measuring device, comprising a transmitter and a receiver, said transmitter being embodied for production of a magnetic field by means of a resonant circuit with a resonant frequency, the receiver being embodied for reception at the resonant frequency of the magnetic field transmitted by the transmitter and to convert the intensity of the magnetic field recorded into a first signal with an energy value. The transmitter is embodied to generate the magnetic field intermittently, each transmission having a given energy. The receiver is connected to a detector, embodied to determine, by correlation of said first signal with a second given signal having a waveform representative of a signal for detection by the receiver, a signal for a distance measure which represents the distance between the transmitter and the receiver. The device is of application to detectors for detection of sleep problems or other diseases.

A1

3

WO 2005/071353

(57) **Abrégé :** Dispositif de mesure de distance comprenant un émetteur et un récepteur, ledit émetteur étant agencé pour produire un champ magnétique à l'aide d'un circuit résonant ayant une fréquence de résonance, ledit récepteur étant agencé pour capter à ladite fréquence de résonance du champ magnétique émis par l'émetteur et convertir l'intensité du champ magnétique capté en un premier signal ayant une valeur d'énergie, ledit émetteur est agencé pour produire ledit champ magnétique par intermittence, chaque émission ayant une énergie prédéterminée, ledit récepteur étant connecté à un détecteur agencé pour déterminer, par corrélation dudit premier signal avec un deuxième signal prédéterminé ayant une forme d'onde représentative d'un signal à capter par le récepteur, un signal de mesure de distance représentant la distance entre l'émetteur et le récepteur. Le dispositif trouve son application dans des détecteurs de troubles de

[Suite sur la page suivante]



Traverse, 10 (Bât. B28), Université de Liège Institut, d'Electricité Montefiore, B-4000 Liege (BE). **BECKERS, BERNARD** [BE/BE]; Nomics (Société Anonyme), Grande Traverse, 10 (Bât. B28), Université de Liège Institut, d'Electricité Montefiore, B-4000 Liege (BE).

(74) **Mandataires :** **QUINTELIER, Claude** etc.; Gevers & Vander Haeghen, Holidaystraat 5, B-1831 Diegem (BE).

(81) **États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection nationale disponible) :** AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(84) **États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection régionale disponible) :** ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), européen (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

**Publiée :**

- avec rapport de recherche internationale
- avant l'expiration du délai prévu pour la modification des revendications, sera republiée si des modifications sont reçues

*En ce qui concerne les codes à deux lettres et autres abréviations, se référer aux "Notes explicatives relatives aux codes et abréviations" figurant au début de chaque numéro ordinaire de la Gazette du PCT.*

### Dispositif de mesure de distance

L'invention concerne un dispositif de mesure de distance comprenant un émetteur et un récepteur, ledit émetteur étant agencé pour produire un champ magnétique à l'aide d'un circuit résonant ayant une fréquence de résonance, ledit récepteur étant agencé pour capter à ladite fréquence de résonance le champ magnétique émis par l'émetteur et convertir l'intensité du champ magnétique capté en un premier signal ayant une valeur d'énergie, ledit émetteur étant agencé pour produire ledit champ magnétique par intermittence, chaque émission ayant une énergie prédéterminée, ledit récepteur étant connecté à un détecteur agencé pour déterminer un signal de mesure de distance représentant la distance entre l'émetteur et le récepteur.

L'invention concerne également un détecteur de troubles du sommeil comprenant un dispositif de mesure de distance.

Un tel dispositif est connu de la demande de brevet DE 41 14 398. Suivant le dispositif connu, l'intensité du champ magnétique capté donne une mesure de la distance entre l'émetteur et le récepteur et peut de cette façon être utilisé pour mesurer une distance entre deux points. Pour obtenir cette distance le premier signal est amplifié de façon sélective.

Un inconvénient du dispositif connu est qu'il n'est pas adapté pour mesurer de façon fiable et précise des distances de plus de quelques centimètres sans devoir utiliser un champ magnétique d'intensité élevée. De plus l'amplification sélective du premier signal n'étant pas précisée, elle ne permet pas une détermination précise de la distance, en particulier lorsque le premier signal comporte une quantité de bruit et de signaux parasites. Pour cette raison ce dispositif connu n'est pas apte à mesurer de façon fiable des mouvements de la bouche d'un être vivant dans des applications où une grande résolution est requise. En effet des champs magnétiques à puissance élevée ne sont

pas appropriés à être utilisés fréquemment sur des êtres vivant sans porter atteinte à la santé de cette être vivant.

L'invention a pour but de réaliser un dispositif de mesure de distance qui est capable de mesurer de façon très précise des distances, 5 en particulier sur le corps humain, sans devoir utiliser une valeur de champ magnétique qui serait trop forte pour le corps humain.

A cette fin un dispositif suivant l'invention est caractérisé en ce que ledit détecteur est agencé pour déterminer ledit signal de mesure de distance par corrélation dudit premier signal avec un deuxième signal 10 prédéterminé ayant une forme d'onde représentative d'un signal à capter par le récepteur, ledit deuxième signal comportant une fenêtre temporelle ayant une durée pré-détermine et comprenant au moins une sous-période initiale, une sous-période intermédiaire et une sous-période finale, ledit deuxième signal étant un signal alternatif synchronisé avec le 15 premier signal et dont l'amplitude est atténuee durant les périodes initiales et finales et substantiellement au maximum durant la période intermédiaire. L'utilisation d'un signal alternatif dont l'amplitude est atténuee durant la sous-période initiale et finale permet de considérablement réduire le bruit et les parasites apparaissant dans des 20 gammes de fréquence éloignées de la fréquence de résonance. Le fait que l'amplitude soit substantiellement au maximum durant la période intermédiaire, c'est à dire celle où le premier signal atteint sa valeur maximale, permet de considérablement réduire le bruit et les parasites dans les gammes de fréquence très proches de la fréquence de 25 résonance tout en exploitant au maximum l'amplitude de ce signal durant cette sous-période intermédiaire et donc de pouvoir travailler avec des champs magnétiques dont la puissance reste faible et donc sans dommage pour le corps humain.

Une première forme de réalisation préférentielle d'un 30 dispositif suivant l'invention est caractérisée en ce que ledit détecteur est agencé pour réaliser ladite corrélation par multiplication et intégration

avec ledit deuxième signal, lequel deuxième signal est formé par ladite forme d'onde représentant une forme d'onde sinusoïdale en synchronisation avec le premier signal elle-même multipliée par une fenêtre de Tukey à coefficient d'effilage réduit. Ceci permet un rejet de 5 bruit et des parasites en-dehors de la fréquence de détection.

Une deuxième forme de réalisation préférentielle d'un dispositif suivant l'invention est caractérisée en ce que ledit émetteur est logé dans un boîtier et agencé pour produire ledit champ magnétique à l'extérieur dudit boîtier avec une puissance inférieure à 1mTesla, de 10 préférence inférieure à 1 $\mu$ Tesla. Cette forme de réalisation est particulièrement adaptée au corps humain.

Un détecteur de troubles de sommeil suivant l'invention est caractérisé en ce que ledit dispositif est monté sur un support agencé pour être appliqué sur la tête d'un être vivant de telle façon à mesurer 15 des mouvements de la bouche.

L'invention sera maintenant décrite plus en détails à l'aide des dessins qui représentent une forme de réalisation préférentielle d'un dispositif suivant l'invention ainsi que d'un détecteur de troubles du sommeil comprenant un dispositif de mesure de distance suivant 20 l'invention. Dans les dessins :

la figure 1 illustre la structure de base du dispositif de mesure;

la figure 2 illustre l'excitation de l'émetteur ainsi que le signal émis par l'émetteur et le signal reçu par le récepteur;

25 la figure 3 illustre diverses topologies d'excitation d'un circuit résonant série formant l'émetteur;

la figure 4 illustre deux exemples du circuit du récepteur;

la figure 5 illustre le principe de la détection par corrélation du signal avec un modèle du signal à détecter;

30 les figures 6 et 7 montrent un exemple d'un signal reçu et du signal obtenu après détection par corrélation;

la figure 8 montre une implémentation numérique de la détection par corrélation;

la figure 9 montre un modèle correspondant à une méthode de détection généralement connue et deux modèles préférentiels, 5 utilisables pour une détection par corrélation;

les figures 10 et 11 montrent les propriétés de rejet de bruit et des parasites de ces trois méthodes de détection par corrélation;

les figures 12 et 13 montrent le placement du dispositif sur un être vivant;

10 les figures 14 a), 14 b) et 15 illustrent à l'aide d'un organigramme une façon de détecter des troubles de sommeil;

la figure 16 reprend des signaux de mouvement d'une bouche;

la figure 17 illustre une clef de convolution;

15 la figure 18 illustre le résultat de la convolution;

la figure 19 représente une période de ronflement;

la figure 20 montre un tableau utiliser pour déterminer les apnées;

20 la figure 21 illustre la position des capteurs pour détecter la maladie de Parkinson;

les figures 22 a et b montrent les modèles correspondants aux techniques classiques de détection synchrone et de « lock-in », alors que les figures 22 c et d montrent deux exemples de modèles tels qu'utilisés dans la présente invention; et

25 la figure 23 montre la réponse fréquentielle des modèles repris dans les figures 22 a à d.

Dans les dessins une même référence a été attribuée à un même élément ou à un élément analogue.

Le dispositif de mesure de distance utilise un capteur de 30 distance robuste à usage physiologique. Son principe magnétique offre de nombreuses possibilités de mesure, puisqu'il n'est pas influencé par

la présence de vêtements ou l'appui contre un oreiller ou un matelas (dans les applications en cours de sommeil), ni par l'état d'agitation ou de transpiration de l'être vivant sur lequel il est appliqué. Le champ magnétique nécessaire à la mesure est extrêmement réduit. L'émission de champ est périodique, à la cadence de mesure, avec un rapport cyclique extrêmement faible, alors que son amplitude maximale atteint une valeur inférieure à 1mTesla, de préférence inférieure à 1 $\mu$ Tesla, voir même de l'ordre de 0,4  $\mu$ Tesla, réputée non nocive pour la santé en cas d'exposition continue.

Le capteur est conçu pour fonctionner en couplage magnétique lâche, ce qui signifie que l'émetteur influence le récepteur, mais que l'atténuation entre l'émetteur et le récepteur ne permet pas au récepteur d'influencer l'émetteur en retour. La méthode de détection est performante et basée sur une détection par corrélation qui permet, malgré le niveau très réduit du champ magnétique émis, d'étendre la gamme de mesure dans un rapport de distance allant jusqu'à 5, voire 6 fois supérieure aux dispositifs connus. Des rapports de distance plus élevés peuvent être atteints en augmentant le champ émis pour limiter l'influence des parasites. Selon les applications, le capteur peut être réalisé avec des composants de très petite taille pour des distances allant de 5 à 30 mm, ou des inductances de taille moyenne (moins de 10mm de diamètre et moins de 15mm de long) pour une gamme de mesure de 7 à 35 cm en conservant un champ magnétique d'amplitude maximale inférieure à 1 $\mu$ Tesla. Les caractéristiques de ce capteur permettent de réaliser aisément un système ergonomique à placement aisés par le sujet lui-même, de sorte qu'il est utilisable dans les applications ambulatoires.

Plusieurs mesures de distance par rapport à la même référence sont possibles en utilisant un seul circuit d'émission magnétique. Une excitation bilatérale du circuit d'émission magnétique permet en outre d'utiliser ce dispositif pour la transmission d'informations

à faible débit et à courte distance. La mesure simultanée de la distance de communication trouve notamment des applications de sécurité. L'obtention de performances plus élevées encore, tant en mesure qu'en fiabilité de transmission, est possible en donnant un caractère pseudo-aléatoire au champ magnétique émis.

La figure 1 illustre un exemple d'une structure de base d'un dispositif suivant l'invention. Le dispositif comporte un émetteur 1 et un récepteur 2 destinés à être placé à distance l'un de l'autre. L'émetteur comporte une inductance 3 connectée en série avec un condensateur 5, alors que dans le récepteur l'inductance 4 et le condensateur 6 sont connectés en parallèle. L'émetteur 1, respectivement le récepteur 2 sont relié à l'aide d'un câble 7, respectivement 8, à une unité 9 de conditionnement et de mesure. L'unité 9 comprenant un détecteur et un circuit d'excitation comme il sera décrit ci-dessous. Les capteurs utilisés utilisent la propriété qu'a un circuit résonant d'en exciter un autre accordé sur la même fréquence, au travers de leur inductance (3,4) mutuelle. L'utilisation de circuits résonants plutôt que de simples inductances améliore significativement à la fois les performances du circuit d'excitation et la sensibilité du capteur. L'utilisation d'une connexion simultanée de l'émetteur et du récepteur au même circuit électronique permet de simplifier le dispositif en s'affranchissant des erreurs de synchronisation. Dans ce cas, pour des questions de confort, les câbles sont généralement rassemblés sur la majeure partie de leur longueur, pour se séparer seulement à l'approche des éléments de mesure. Toutefois, les circuits d'émission et de réception peuvent être désolidarisés sans porter atteinte au principe de mesure.

Afin de limiter le champ magnétique moyen émis, et d'éviter ainsi l'induction à long terme d'effets nocifs ou même simplement gênants pour le patient, et afin de réduire la consommation électrique, le circuit résonant d'émission est excité ponctuellement à chaque prise de mesure, comme illustré à la figure 2. Une impulsion de courant, comme

illustrée en 2a, est produite par le circuit d'excitation afin d'exciter l'émetteur à l'aide d'un courant électrique. Le courant circulant dans l'inductance émettrice 3, et qui est proportionnel au champ magnétique émis, prend une forme légèrement différente selon le mode d'excitation adopté, mais d'allure générale telle que représentée à la figure 2b. La tension recueillie au récepteur 2, en cas de compatibilité des circuits résonants, se présente comme à la figure 2c. La résonance se produit suite à la fermeture du circuit résonant au temps 0, après une période d'initialisation préalable montrée en (a), qui a pour but de créer une tension aux bornes de la capacité et/ou un courant dans l'inductance.

L'enveloppe de ce signal dépend du facteur de qualité des circuits résonants utilisés. En cas de mauvaise compatibilité des circuits résonants, cette enveloppe peut se modifier de manière significative, avec l'apparition éventuelle d'un phénomène de battement. La valeur maximale de la tension observée au récepteur varie en fonction de la distance entre inductance d'émission 3 et inductance de réception 4 selon la relation :

$$V = (\alpha/d^3) + \beta \quad (1)$$

où  $\alpha$  est le gain global de détection, en incluant l'effet des amplificateurs, et  $\beta$  un décalage éventuel dû aux circuits de détection et à la distance entre l'émetteur et le récepteur.

Dans la forme préférée de l'invention, les circuits résonants sont accordés sur une fréquence de 5 à 8 kHz, de manière à maximiser le facteur de qualité des circuits résonants tout en restant en dessous des fréquences radio. L'utilisation d'inductances miniatures peut toutefois nous mener à adopter des fréquences allant jusque 50, voire 100 kHz, en fonction des possibilités du circuit de détection. La valeur et la taille des inductances de résonance sont adaptées de manière à pouvoir baser la détection sur un signal présentant de 10 à 30 périodes de résonance d'amplitude significative. Des durées inférieures dégradent les

performances de détection, alors que des valeurs supérieures demandent une précision trop grande, en pratique, dans l'accord des circuits résonants.

Diverses topologies peuvent être adoptées pour le circuit d'excitation. Le choix doit tenir compte du niveau d'excitation désiré (amplitude maximale du champ magnétique), du couplage parasite existant entre les fils 7 et 8 menant de l'unité 9 à l'émetteur et au récepteur (spécialement lors de l'utilisation de câbles très fins pour le confort des personnes), et des aspects de compatibilité électromagnétique. Diverses topologies d'un circuit résonant série sont présentées à la figure 3. Le circuit d'excitation comporte lui une résistance 11, un élément de commutation ou interrupteur 10 et une source de tension 12 branchés en série au travers des conducteurs électriques 7 en série avec l'inductance et le condensateur. L'excitation s'effectue par une fermeture brève de l'interrupteur 10 durant laquelle la capacité 5 est chargée à la tension d'alimentation et un courant est créé dans l'inductance 3. Au moment de l'ouverture de l'interrupteur 10, le circuit formé par l'inductance 3 et la capacité 5 se met donc à osciller sous l'effet de ces deux conditions initiales. Le principal attrait de cette méthode est l'obtention aisée de niveaux d'excitation importants ou même variables, en fonction du temps de fermeture de l'interrupteur. Les circuits illustrés à la figure 3 sont des circuits d'excitation série dit « à régénération ». L'excitation est produite par la fermeture de l'interrupteur 10, qui reste fermé tout au long de la mesure. L'ouverture de l'interrupteur permet alors à la capacité 5 de se recharger sans oscillation au travers de la résistance 11.. La forme illustrée à la figure 3a facilite le contrôle de l'interrupteur, alors que la forme 3b permet à la fois d'annuler la tension dans le câble et de rendre constant le courant dans le câble pendant la mesure. Ces formes permettent d'éviter le couplage parasite dans les câbles, puisque l'interrupteur fermé impose une tension très faible dans le câble de l'émetteur durant la mesure. De plus la forme de

la figure 3a offre l'avantage que l'interrupteur est plus facile à commander puisqu'il se situe près de la source 12 présente dans l'unité 9.

L'excitation en résonance série peut se réaliser sous deux formes principales, à savoir l'excitation alternée et l'excitation simple à régénération. L'excitation alternée consiste à piloter le circuit résonant par une source de tension d'allure carrée. Une excitation est réalisée à chaque transition de la source de tension, mais le signe du champ électromagnétique émis lors d'une transition descendante est inversé à celui observé lors d'une transition montante. Cet effet doit impérativement être compensé au niveau du circuit de détection pour éviter des imprécisions de mesure. L'excitation simple à régénération consiste à charger lentement la capacité du circuit résonant à travers une résistance de valeur élevée pour éviter une résonance, puis de fermer l'interrupteur pendant toute la mesure pour laisser osciller librement le circuit résonant ainsi formé.

La forme préférée de l'invention utilise donc une excitation à régénération avec une capacité intégrée à l'élément d'émission (figure 3a et b). Ceci permet de maintenir une tension théoriquement nulle tout au long du câble durant la mesure. La topologie à excitation décentralisée (figure 3b) présente en plus l'avantage d'un courant constant durant la mesure.

L'émetteur est agencé pour produire un champ magnétique à l'aide du circuit résonant formé par l'inductance 3 et le condensateur 5. Le circuit résonant possède une fréquence de résonance et le récepteur est agencé pour capter à ladite fréquence de résonance le champ magnétique émis par l'émetteur et convertir l'intensité du champ magnétique capté en un premier signal ayant une valeur d'énergie. Comme illustré à la figure 2 a c'est à partir d'une impulsion fournie au circuit d'excitation que l'émetteur produit le champ magnétique. Ainsi ce champ magnétique est produit par intermittence et chaque émission a

une énergie prédéterminée, notamment déterminée par la valeur de l'inductance et du condensateur.

La figure 4 illustre deux exemples du circuit du récepteur 2, notamment (4a) à capacité intégrée et (4b) à capacité éloignée. Le 5 récepteur est agencé pour capter à la fréquence de résonance le champ magnétique émis par l'émetteur et convertir l'intensité du champ magnétique capté en un premier signal ayant une valeur d'énergie qui représente l'énergie captée par le récepteur. Le choix de la méthode de détection, c'est à dire d'utilisation de la tension observée pour obtenir 10 une image de la distance, est essentiel pour minimiser les valeurs de champ requises, et ainsi les effets néfastes possibles sur les personnes. La détection est réalisée par corrélation comme il sera décrit ci-dessous.

Si l'on respecte une distance minimale de mesure où le couplage entre les inductances d'émission 3 et de réception 4 est 15 suffisamment lâche, on peut considérer que la forme d'onde du signal reçu n'est modifiée qu'en amplitude en fonction de la distance. On peut donc utiliser l'ensemble de cette forme d'onde pour améliorer la détection. Une méthode connue procède par l'implémentation d'une détection synchrone. Cette méthode consiste à multiplier le signal reçu 20 par 1 lorsque la forme d'onde théorique est réputée positive, et par -1 lorsqu'elle est réputée négative, puis d'intégrer le signal ainsi obtenu. Une autre méthode connue procède par l'implémentation d'une détection de type »lock-in », qui consiste à multiplier le signal reçu par une sinusoïde synchronisée avec le signal reçu, de manière telle que les 25 alternances positives de la sinusoïde correspondent aux alternances positives du signal à recevoir, et les alternances négatives de la sinusoïde correspondent aux alternances négatives du signal à recevoir, puis à intégrer le signal ainsi obtenu. Ces méthodes de détection synchrone ou « lock-in » sont représentées sous forme analogique, mais 30 peuvent tout aussi bien s'effectuer par voie numérique. Cette détection synchrone est une forme de réalisation d'une détection par corrélation du .

signal capté par le récepteur avec un deuxième signal prédéterminé ayant une forme d'onde représentative d'un signal à capter par le récepteur. Le résultat issu de cette corrélation constitue alors un signal de mesure de distance représentant la distance entre l'émetteur et le récepteur. La détection par corrélation consiste à multiplier le signal reçu par un modèle, éventuellement modifié, de la forme d'onde théorique, puis d'intégrer le signal ainsi obtenu. La valeur obtenue à la fin du temps d'intégration est la mesure recherchée. Cette méthode générique a l'avantage d'intégrer comme cas particulier les méthodes connues de détection synchrone, de « lock-in » et de filtrage adapté, selon la forme donnée au modèle de détection. Le principe général est représenté à la figure 5, et son efficacité pour la détection d'un signal bruité est illustrée à la figure 6. Le signal capté 20 est multiplié (22) avec un deuxième signal 21 et le résultat de cette multiplication est intégré (23) pour fournir la valeur de mesure. La figure 6a montre un exemple d'un deuxième signal (21), la figure 6b un exemple du bruit seul, à un niveau relatif, par rapport au signal capté, correspondant à des conditions typiques de détection aux deux tiers de la gamme de mesure de signaux reçus et la figure 6c représente le cas réel où le signal capté est combiné avec le bruit. La figure 7 représente le résultat de l'intégration lors d'une détection par corrélation. Les références a à c dans la figure 7 correspondent à celles de la figure 6. On constate donc dans la figure 7c que le signal de mesure augmente pour atteindre un niveau correspondant à distance entre émetteur et récepteur.

Les méthodes connues de détection synchrone ou « lock-in » peuvent être réalisées sous forme de détection par corrélation en utilisant comme deuxième signal les modèles présentés à la figure 22 a et b, respectivement. La présente invention consiste à utiliser, en tant que deuxième signal, un signal alternatif synchronisé avec le premier signal issu du signal capté par le récepteur. Ce signal alternatif comporte une fenêtre temporelle ayant une durée prédéterminée (T) comme

illustré à la figure 22 c et d. La fenêtre temporelle comporte au moins une sous-période initiale T(init), une sous-période intermédiaire T(inter) et une sous-période finale T(fin). Le modèle possède une amplitude qui est atténuée dans les sous-périodes T(init) et T(fin), et une amplitude substantiellement au maximum durant la sous-période intermédiaire T(inter). Le modèle de la figure 22 c correspond à une adaptation selon la présente invention de la méthode de détection synchrone. Le modèle de la figure 22 d correspond à une adaptation selon la présente invention de la méthode de détection « lock-in ».

La figure 23 illustre l'avantage de l'invention sur les méthodes connues au travers des caractéristiques fréquentielles de détection, les figures 23 a à d correspondant aux modèles de la figure 22 a à d, respectivement. Les figures 23 c et d montrent clairement que l'atténuation du bruit et des parasites présents en-dehors de la bande utile du signal, ici fixée à 8kHz, est supérieure à celle obtenue avec les méthodes connues.

Le filtrage adapté, qui est une forme de réalisation d'un détection par corrélation, est une technique utilisée en télécommunications, et est réputée fournir le meilleur rapport signal à bruit sous l'hypothèse d'un bruit blanc gaussien. Des expérimentations ont montré que cette méthode est également excellente dans le cadre de cette invention. Elle est par ailleurs précise si l'on s'interdit l'utilisation de filtres adaptatifs qui posent des problèmes de calibrage des mesures. La technique du filtre adapté consiste à appliquer au signal reçu un filtre dont la réponse pulsionnelle est l'image renversée de la forme d'onde théorique du signal à recevoir, puis d'échantillonner le signal obtenu à un moment précis correspondant à l'alignement parfait du signal utile et du filtre. En d'autres termes, on peut aussi dire que le résultat de la mesure est la valeur de corrélation entre la portion du signal où l'on sait se trouver le signal utile, et la forme d'onde théorique de ce signal utile. Etant donné la complexité de la forme d'onde à réaliser, ce filtrage est

réalisé en numérique. L'application numérique de ce principe est représentée à la figure 8. Le signal reçu est converti (24) en numérique après échantillonnage et ses valeurs mémorisées sur N échantillons dans des registres à décalage 25. Ces échantillons sont ensuite 5 multipliés (26) par les coefficients  $c_i$  représentant le modèle de détection, et les résultats sont additionnés entre eux pour fournir le signal de mesure. Par intégration dans la présente description on entend donc tant sa signification mathématique que sa réalisation numérique.

La figure 9 montre des modèles utilisables pour la détection 10 par corrélation. A titre de référence, le modèle (fig.9a) du deuxième signal pour une détection synchrone est indiqué. Le modèle pour une détection à filtrage adapté (fig.9b) est la forme d'onde théorique elle-même, qui représente le signal à capter tel qu'obtenu en l'absence de perturbations. Cette forme d'onde possède les caractéristiques 15 répondant à la présente invention. Le modèle (fig.9c) utilisé dans une forme préférée de l'invention est une onde sinusoïdale en synchronisation avec la forme d'onde théorique, multipliée par une fenêtre de Tukey à coefficient d'effilage (*tapper factor*) réduit (typiquement de l'ordre de 0,2 à 0,4) pour adoucir les transitions. Le 20 principe de la fenêtre de Tukey est décrit dans Harris, F.J. « On the use of windows for harmonic analysis with the discrete Fourier transform » et publié dans Proceedings of the IEEE. Vol. 66, January 1978, pages 66 à 67.

L'avantage de ce modèle tient dans les propriétés de rejet 25 de bruit et des parasites en-dehors de la fréquence de détection. Les caractéristiques spectrales de ces trois méthodes sont représentées aux figures 10 et 11, respectivement. La figure 10 montre le spectre global de détection des différents modèles de détection de la figure 9: détection synchrone (en haut) à titre de référence, filtre adapté (au milieu) et filtre 30 sinusoïdal à fréquence adaptée (en bas). La figure 11 montre le spectre de détection aux alentours de la fréquence de résonance des différents

modèles de détection de la figure 9: détection synchrone (en haut) à titre de référence, filtre adapté (au milieu) et filtre sinusoïdal à fréquence adaptée (en bas). Le filtre adapté se montre plus efficace que la détection synchrone en-dehors de la bande passante, répondant ainsi aux caractéristiques de la présente invention, mais moins efficace pour les fréquences proches de celle de résonance. Le modèle sinusoïdal synchrone se montre globalement le plus efficace, prouvant ainsi son avantage et l'utilité de la présente invention.

L'obtention du modèle adéquat pour la détection avec un capteur particulier s'obtient lors d'une procédure de calibrage consistant à placer les deux éléments du capteur à une distance raisonnablement faible, de sorte à obtenir un signal de bonne qualité. La qualité de réception est encore améliorée en prenant la moyenne de ce signal sur plusieurs mesures. La forme d'onde obtenue peut ainsi être utilisée pour dériver, de manière triviale, chacun des modèles de forme d'onde présentés.

Performances obtenues avec un capteur optimisé pour un fonctionnement entre 2,5 et 10 cm :

<b>Distance de référence</b>	<b>30 mm</b>	<b>50 mm</b>	<b>80 mm</b>	<b>100 mm</b>
Précision	0,3 %	0,5 %	0,2 %	0,1 %
Ecart-type dû au bruit	0,003 mm	0,05 mm	0,30 mm	0,73 mm

Performances obtenues avec un capteur optimisé pour un fonctionnement entre 7,5 et 22 cm :

<b>Distance de référence</b>	<b>75mm</b>	<b>115 mm</b>	<b>155 mm</b>	<b>195 mm</b>	<b>230 mm</b>
Précision	0,3 %	0,7 %	0,1 %	0,5 %	1,8 %
Ecart-type dû au bruit	0,039 mm	0,12 mm	0,28 mm	0,56 mm	0,91 mm

Le stockage des formes d'onde du filtre adapté dans une mémoire placée dans le connecteur du capteur est utilisé pour rendre indépendantes le calibrage du capteur et du circuit de mesure, et faire ainsi en sorte que n'importe quel capteur (lors d'un remplacement, par exemple) puisse être branché sur le circuit en obtenant les mêmes résultats. Une autre méthode de stockage est dans la mémoire du microcontrôleur placé sur le circuit de mesure. Mais dans ce cas, il faut refaire un calibrage à chaque fois que l'on change de capteur.

Diverses applications du dispositif de mesure suivant l'invention seront décrites ci-dessous. Il faut toutefois noter que l'usage du dispositif de mesure suivant l'invention est préférentielle, mais que ces applications peuvent également être réalisées avec d'autres dispositifs de mesure. Une application du dispositif de mesure suivant l'invention est celle à un détecteur de troubles de sommeil. Le dispositif est alors monté sur un support agencé pour être appliqué sur la tête d'un être vivant de telle façon à mesurer des mouvements de la bouche. Les paramètres de fonctionnement du capteur sont ajustés pour produire un bruit de mesure crête-à-crête inférieur à 1mm pour des ouvertures de bouche jusqu'à 5cm par rapport à la position bouche fermée. La référence de la mesure peut être placée n'importe où le long de la ligne médiane du visage, au-dessus de la lèvre supérieure, comme indiqué à la figure 12. Une réalisation courante de l'invention place cette référence sous le nez (A). Une autre réalisation courante place cette référence sur le front (B). Alternativement, le point de référence peut être placé à l'intérieur de la bouche, sur les dents, le palais ou les gencives. Le point de mesure du capteur doit être placé de manière à suivre au mieux les mouvements de la mandibule. Dans la réalisation préférée de l'invention, il est placé dans le creux sous la lèvre inférieure (figure13), là où les mouvements relatifs entre la structure osseuse et la peau sont les plus faibles. Alternativement, le point de mesure peut être situé à la pointe du menton, sous le menton, ou à l'intérieur de la bouche, sur les dents ou

les gencives. Dans la forme préférée de l'invention, les deux éléments du capteur sont maintenus en place au moyen d'un harnais confortable, peu encombrant et de placement aisé. Le maintien du point de référence peut être effectué par n'importe quel moyen connu. Le maintien du point de mesure est plus délicat. Pour minimiser la gêne pour le patient, les structures situées près de la bouche et sur les joues doivent être très légères. D'autre part, il convient d'assurer un maintien efficace sur toute la dynamique d'ouverture sans imposer d'effort sur la mandibule qui risquerait d'influencer les mesures. Enfin, une indépendance vis-à-vis des mouvements de rotation et d'inclinaison de la tête vers l'avant ou vers l'arrière est indispensable. La forme préférée de l'invention présente une structure de capteur de forme allongée munie d'un lien imposant une faible traction depuis le creux situé sous la lèvre inférieure le long d'une ligne passant sous le lobe des oreilles, avec un point de fixation situé 15 25mm au moins en avant du lobe. Alternativement, un maintien complémentaire du capteur peut être assuré par une mentonnière.

Une autre possibilité de placement consiste à placer un capteur sur les paupières et un autre à proximité de l'œil. Le but étant de mesurer les mouvements des paupières (technique utilisée également 20 pour la détection de la somnolence). Pour étudier le Periodic Limb Movement (PLM) le capteur est placé de part et d'autre d'une articulation. Le but étant de mesurer les variations de distance de cette articulation. Une autre application serait de dire que le capteur peut être utilisé pour la transmission de données à courte distance.

La détection des troubles respiratoires du sommeil est une 25 des applications du dispositif suivant l'invention. La surveillance des troubles respiratoires en sommeil s'applique également au cas de patients sous traitement par pression d'air positive. Ici, l'analyse réalisée du signal d'ouverture de la bouche est utilisée pour ajuster en temps réel 30 la valeur de la pression fournie par l'appareil de PAP.

Dans cette application, des techniques de traitement de signal sont utilisées de manière à détecter tous les troubles respiratoires du sommeil. On démarre avec les données des capteurs et dérivons, par filtrage, des signaux supplémentaires. C'est la combinaison de ces 5 signaux qui révèle les différents troubles respiratoires du sommeil: apnée centrale (ou cheynes-stokes), apnée mixte, apnée obstructive, hypopnée et résistance accrue de la voie aérienne supérieure (RAVAS ou en anglais UARS - upper airways resistance syndrome). Le diagramme schématique est décrit de ces troubles respiratoires du sommeil sont 10 illustrés aux figures 14 a), 14 b) et 15. Le but de l'analyse est donc de déterminer si la pression appliquée est suffisante, correcte ou exagérée. Cette information est utilisée pour déterminer les ajustements de 15 pression nécessaire et les envoyer à la CPAP.

L'objectif de cette première étape (A) est d'utiliser des 15 techniques de filtrage qui permettent de révéler les caractéristiques essentielles des apnées. Ces étapes sont précisées à la figure 15. Ces caractéristiques sont connues et décrite dans la thèse du Prof. R. Poirier. La sortie de chaque filtre est également un signal contenant des événements. Un événement est marqueur d'une caractéristique 20 potentielle d'une apnée et c'est la combinaison des ces événements qui sera utilisée pour la classification des différents types d'apnée. La figure 16 illustre cette méthode. Le signal de mesure de distance obtenu à partir des capteurs est représenté dans la première partie de la figure dans une fenêtre temporelle de cinq minutes. Ici, la valeur cent signifie 25 que la mandibule est complètement fermée et le zéro signifie quant à lui que la mandibule est grande ouverte.

Le signal des événements de fermetures brutales (SCEvent - Sudden Closing Event) est un signal obtenu en calculant la différence de moyenne du signal de mesure. Le signal SCEvent n'est que la partie 30 positive des résultats de la différence de moyenne mettant en évidence les endroits où la mandibule est fermée brutalement. L'amplitude de se

signal dérivé révèle la grandeur de cette fermeture. Ce signal est, par conséquent, un marqueur d'événement de fermetures brutales.

Le signal des événements de fermetures souples (FCEvent - Fluid Closing Event) est un signal obtenu par convolution du signal de mesure et d'une clé de convolution. Cette clé de convolution est reprise à la figure 17. L'objectif de cette convolution est de mettre en évidence les variations souples du signal de mesure qui représentent une ouverture de la mandibule suivie par une fermeture opposée et similaire. Le résultat de la convolution est repris à la figure 18 (FCEvent).

10 Le dernier signal obtenu par filtrage est le signal BCEvent. Nous filtrons tout d'abord le signal de mesure avec un filtre passe bande dans la bande de fréquence de la respiration (typiquement 0.2 à 0.4 Hz). Le résultat du filtrage est ce qui est appelé le signal d'effort respiratoire (Breathing Effort). Dès lors, le signal BCEvent est simplement 15 l'enveloppe supérieure du signal d'effort respiratoire. La totalité de ces trois signaux dérivés sont les marqueurs d'une fin possible d'un événement apnéique.

20 Le second objectif de cet étage A (figure14) est de détecter les périodes de ronflement. Le ronflement est défini comme un signal sinusoïdale oscillant à la fréquence de la respiration (typiquement 0.2 ... 0.4 Hz) et d'amplitude constante. La figure 19 représente une période de ronflement.

25 L'étape suivante de l'algorithme est utilisée pour délimiter tous les événements apnées candidats. La durée d'une apnée est généralement définie dans une fenêtre temporelle de 10 à 90 secondes. Les trois signaux dérivés (SCEvent, FCEvent, BEEvent) sont tout d'abord utilisés pour rejeter les événements qui ne représentent pas des apnées. Un événement est accepté si une des deux conditions suivantes est remplie :

30 - La présence de SCEvent et BEEvent dans la fenêtre temporelle considérée.

- La présence de FCEvent et BEEvent dans la fenêtre temporelle considérée.

Ensuite, pour tous les événements acceptés, il est regardé en arrière dans la fenêtre temporelle considérée pour chercher où l'apnée est supposée avoir débuté. Typiquement, l'apnée commence quand l'événement BBEvet commence à augmenter dans la période de temps considérée. C'est le cas pour les hyponées et les apnées obstructives. Dans le cas des apnées centrales ou mixtes, l'apnée commence avec aucun effort respiratoire et l'événement BBEvet est, dans ce cas, la signature de la fin de l'apnée. Il faut, par conséquent, dériver un autre signal de manière à délimiter les apnées centrales et mixtes. Dans la période temporelle considérée, on marque les endroits où l'effort respiratoire est nul. Le signal des événements NEBEvent pointe l'absence d'effort respiratoire en début d'apnée.

Le dernier signal dérivé est utilisé pour la détection des syndromes de résistance accrue de la voie aérienne supérieure (SRAVAS ou en anglais UARS - upper airway resistance syndrome): Dans la fenêtre temporelle considérée d'une apnée, nous marquons si l'ouverture moyenne de la mandibule est linéaire durant la totalité de l'apnée.

Le second aspect important de cette étape est de trouver les portions de signal où un des trois événements ci-dessus se répète avec une période temporelle stricte. La périodicité d'un événement sera utilisée pour confirmer la présence d'une salve d'apnée.

Le but de cette étape est de classifier toutes les apnées délimitées. Nous utilisons la table binaire suivante. Pour chaque apnée délimitée, le type d'apnée est caractérisé par la présence ou l'absence de tous les événements dans la région délimitée. Le tableau repris à la figure 20 illustre ceci.

Deux règles sont utilisées pour confirmer la classification ci-dessus. La classification ci-dessus peut contenir des grapho-éléments

qui ne sont pas à proprement parlé des apnées. De manière à obtenir une spécificité et une sensibilité suffisante de l'algorithme, on accepte uniquement les grapho-éléments qui satisfont au moins une des deux règles suivantes :

5                   Règle 1: Toutes les apnées détectées dans une région ‘périodique’ seront acceptées.

Règle 2: Chaque grapho-élément classé qui contient un événement BEEvent supérieur à un seuil spécifié sera accepté. Ici, les apnées isolées qui sont détectées mais qui n'ont pas un effort 10 respiratoire suffisant seront rejetées.

De façon similaire à la détection des troubles respiratoires du sommeil, on utilise les capteurs pour réguler la pression d'un appareil à pression d'air positif et continu (continuous positive air pressure apparatus).

15                  Le principe de la méthode proposée est le suivant :

                     1)     On collecte les données dans un tampon. La longueur de celui-ci est définie de manière à contenir au moins une apnée. (typiquement 10 à 90 s).

20                  2)     On vérifie tout d'abord que la bouche est plus ou moins fermée (typiquement 80%).

                     3)     Si la bouche est ouverte, on vérifie la présence des événements suivants : BEEvent, SCEvent et FCEvent. La périodicité est également vérifiée pour confirmation. Si un tel événement est observé, on augmente la pression et 25 attend l'ensemble de données suivantes.

                     4)     Si la bouche est plus ou moins fermée (habituellement 85 % de fermeture), On donne la possibilité d'utiliser une échelle temporelle différente pour diminuer la pression. La diminution de pression est plus lente que l'augmentation. Ici, on considère que la diminution de pression est 30 dix fois plus lente que l'augmentation. Le rapport entre

l'augmentation et la diminution peut être adapté pour chaque personne.

Le même détecteur de distance peut être utilisé dans toute autre application nécessitant la surveillance ou l'analyse du mouvement 5 d'une articulation, en plaçant les deux éléments du capteur de part et d'autre de celle-ci.

Le suivi de l'évolution de la maladie de Parkinson chez un patient en est un exemple. Dans ce cadre, il est utile d'enregistrer durant un ou plusieurs jours, l'état du patient pour détecter des situations de 10 tremblement, de figement et de repliement. A cet effet, le capteur de distance peut être placé au niveau du menton et du thorax, comme indiqué à la figure 21, afin de mesurer les caractéristiques des mouvements de la tête. Des statistiques peuvent alors être établies pour juger de l'efficacité d'un traitement, par exemple. Alternativement, les 15 capteurs peuvent être placés au coude, à la hanche, ou au genou avec des effets similaires.

- L'état de figement est détecté par une analyse de variabilité du signal sur des périodes données. On peut par exemple procéder par calcul de la variance du signal. 20 Une variance de faible valeur est représentative d'un état de figement.

- L'état de repliement est un état de figement où la valeur moyenne de distance mesurée est de plus, très faible.

- Un état de tremblement peut être détecté par 25 une analyse spectrale du signal. L'apparition d'une composante spectrale prédominante dans le signal de distance sur une période donnée est représentative d'un état de tremblement.

Le mouvement périodique des membres est une autre maladie du sommeil. L'utilisation du même détecteur de distance pour la 30 détection de ces mouvements est possible. Le principe est tout à fait semblable au cas du suivi de la maladie de Parkinson. Toutefois,

l'analyse recherche plutôt des mouvements isolés et leur périodicité plutôt que des états généraux.

La littérature abonde sur les moyens de détecter la perte de vigilance d'une personne, notamment durant la conduite d'un véhicule.

- 5 Le capteur de distance présenté ici est utilisé pour de telles mesures selon deux modalités:

a. Mesure du dodelinement de la tête

L'apparition d'un état de somnolence s'accompagne d'un relâchement des muscles du cou qui se traduit, en position 10 verticale, par un abaissement progressif de la tête. Lorsque la personne en prend conscience, elle réagit en redressant brusquement la tête. Le placement du capteur de distance sur le menton et sur le thorax, conformément à la figure 21, permet de détecter ces événements. L'analyseur procède donc par repérage 15 des mouvements brusques vers le haut, ce qui constitue un cas particulier de l'analyse.

b. Mesure de l'ouverture de la paupière

La miniaturisation des composants permet de placer un 20 des éléments du capteur de distance sur la paupière, l'autre étant placé sous ou au-dessus de l'œil. Lors d'une perte progressive de vigilance, de battements de paupières plus fréquents sont observés, de même qu'une diminution progressive de l'ouverture moyenne de la paupière. La détection de ces événements constitue également un cas particulier de l'analyse.

25 Des applications de sécurité nécessitent le contrôle du déclenchement d'une machine ou d'un dispositif en fonction de la distance, de telle manière à éviter une fausse manœuvre ou éviter un usage intempestif. L'utilisation de ce capteur de distance à excitation ponctuelle permet cette utilisation. Dans ce cas, l'interrupteur du circuit 30 d'excitation peut servir à la demande de déclenchement de l'utilisateur, mais le déclenchement effectif ne sera réalisé que par un élément

matériel ou logiciel de décision après vérification de la distance à laquelle se trouve le dispositif de déclenchement. Un déclenchement de différents dispositifs en fonction de la distance est également possible, par exemple, mais non seulement, pour afficher des messages 5 d'avertissement différents.

**REVENDICATIONS**

1. Dispositif de mesure de distance comprenant un émetteur et un récepteur, ledit émetteur étant agencé pour produire un champ magnétique à l'aide d'un circuit résonant ayant une fréquence de résonance, ledit récepteur étant agencé pour capter à ladite fréquence de résonance le champ magnétique émis par l'émetteur et convertir l'intensité du champ magnétique capté en un premier signal ayant une valeur d'énergie, ledit émetteur étant agencé pour produire ledit champ magnétique par intermittence, chaque émission ayant une énergie prédéterminée, ledit récepteur étant connecté à un détecteur agencé pour déterminer, un signal de mesure de distance représentant la distance entre l'émetteur et le récepteur, caractérisé en ce que ledit détecteur est agencé pour déterminer ledit signal de mesure de distance par corrélation dudit premier signal avec un deuxième signal prédéterminé ayant une forme d'onde représentative d'un signal à capturer par le récepteur, ledit deuxième signal comportant une fenêtre temporelle ayant une durée prédétermine et comprenant au moins une sous-période initiale, une sous-période intermédiaire et une sous-période finale, ledit deuxième signal étant un signal alternatif synchronisé avec le premier signal et dont l'amplitude est atténuée durant les périodes initiales et finales et substantiellement au maximum durant la période intermédiaire.

2. Dispositif de mesure de distance suivant la revendication 1, caractérisé en ce que ledit détecteur est agencé pour réaliser ladite corrélation par multiplication et intégration avec ledit deuxième signal, lequel deuxième signal est formé par ladite forme d'onde représentant le signal à capturer tel qu'obtenu en l'absence de perturbation.

3. Dispositif de mesure de distance suivant la revendication 1, caractérisé en ce que ledit détecteur est agencé pour réaliser ladite corrélation par multiplication et intégration avec ledit deuxième signal, lequel deuxième signal est formé par ladite forme d'onde représentant

une forme d'onde sinusoïdale en synchronisation avec le premier signal elle-même multipliée par une fenêtre de Tukey à coefficient d'effilage réduit.

4. Dispositif de mesure de distance suivant la revendication 5 1, caractérisé en ce que ledit détecteur est agencé pour réaliser ladite corrélation par multiplication et intégration avec ledit deuxième signal, lequel deuxième signal est formé par ladite forme d'onde représentant une forme d'onde carrée en synchronisation avec le premier signal.
5. Dispositif de mesure de distance suivant l'une des 10 revendications 1 à 4, caractérisé en ce que ledit émetteur est logé dans un boîtier et agencé pour produire ledit champ magnétique à l'extérieur dudit boîtier avec une puissance inférieure à 1mTesla, de préférence inférieure à 1 $\mu$ Tesla.
6. Dispositif de mesure de distance suivant l'une des 15 revendications 1 à 5, caractérisé en ce que ledit émetteur comporte une inductance et un condensateur connectés en série entre eux et raccordés à l'aide de conducteurs électriques à un circuit d'excitation, ledit circuit d'excitation comprenant une source de tension et une résistance connectées, au travers desdits conducteurs électriques, en 20 série avec l'inductance et le condensateur, ledit circuit d'excitation comprenant également un élément de commutation permettant de connecter entre eux lesdits conducteurs électriques.
7. Dispositif de mesure de distance suivant la revendication 6, caractérisé en ce que ledit circuit d'excitation est placé à proximité de 25 l'inductance et du condensateur et forme une unité autonome par rapport au récepteur.
8. Détecteur de troubles du sommeil comprenant un dispositif de mesure de distance suivant l'une des revendications 1 à 7, caractérisé en ce que ledit dispositif est monté sur un support agencé 30 pour être appliqué sur la tête d'un être vivant de telle façon à mesurer des mouvements de la bouche.

9. DéTECTeur de troubles du sommeil suivant la revendication 8, caractérisé en ce que ledit détECTeur comporte un analyseur ayant une entrée reliée au dispositif et agencée pour recevoir ladite mesure de distance, ledit analyseur étant agencé pour fractionner 5 ledit signal de mesure de distance et appliquer des fenêtres temporelles sur chaque fraction du signal de mesure de distance ainsi obtenu, ledit détECTeur comprenant également une mémoire pour stocker une série de formes de signaux caractérisant dans une fenêtre temporelle des mouvements de la bouche d'un être vivant, ledit analyseur étant agencé 10 pour comparer lesdites fractions du signal de mesure de distance à chacune desdites formes de la série et pour produire un signal de détection en cas de correspondance entre ladite fraction et ladite forme, le signal de détection comprenant également un indicateur indiquant la forme ayant menée à ladite correspondance.

15 10. DéTECTeur de troubles du sommeil suivant la revendication 9, caractérisé en ce que ladite série comporte une première forme indiquant une fermeture soudaine de la bouche, une deuxième forme indiquant une lente ouverture de la bouche suivie d'une lente fermeture de la bouche ainsi qu'une troisième forme indiquant un 20 accroissement de l'amplitude du signal à la fréquence de respiration suivie d'une décroissance du signal à la fréquence de respiration.

11. DéTECTeur de troubles du sommeil suivant la revendication 9, caractérisé en ce que ledit analyseur est agencé pour produire un signal d'apnée lorsque pour une même fenêtre le signal de 25 détection indique à la fois une première et une troisième forme ou indique à la fois une deuxième et une troisième forme.

12. DéTECTeur de troubles du sommeil suivant l'une des revendications 9 à 11, caractérisé en ce que ladite série comporte une quatrième forme indiquant un ronflement.

30 13. DéTECTeur de troubles du sommeil suivant l'une des revendications 9 à 12, caractérisé en ce que ledit détECTeur comporte un

analyseur ayant une entrée reliée au dispositif et agencée pour recevoir ledit signal de mesure de distance, ledit analyseur étant agencé pour repérer dans ledit signal de mesure de distance des formes de signaux représentant des événements brefs et récurrents et pour produire un 5 signal de détection à chaque occurrence de tels signaux, le signal de détection comprenant également un indicateur indiquant la forme ayant menée audit signal de détection.

14. Détecteur de troubles du sommeil suivant la revendication 13, caractérisé en ce qu'il comporte un élément de 10 décision utilisant ledit signal de détection pour fournir une indication de traitement insuffisant, correct ou exagéré des troubles du sommeil visés.

15. Analyseur de mouvement comprenant un dispositif de mesure de distance suivant l'une des revendications 1 à 8, caractérisé en ce que ledit dispositif est monté sur un support agencé pour être 15 appliqué autour d'une articulation d'un être vivant de telle façon à mesurer les caractéristiques et/ou les statistiques des mouvements de cette articulation.

16. Détecteur de mouvements périodiques des membres en cours de sommeil comprenant un analyseur de mouvement suivant la 20 revendication 15, caractérisé en ce que ledit analyseur est agencé pour repérer dans ledit signal de mesure de distance des formes de signaux représentant des événements brefs et récurrents et pour produire un signal de détection à chaque occurrence de tels signaux, le signal de détection comprenant également un indicateur indiquant la forme ayant 25 menée audit signal de détection.

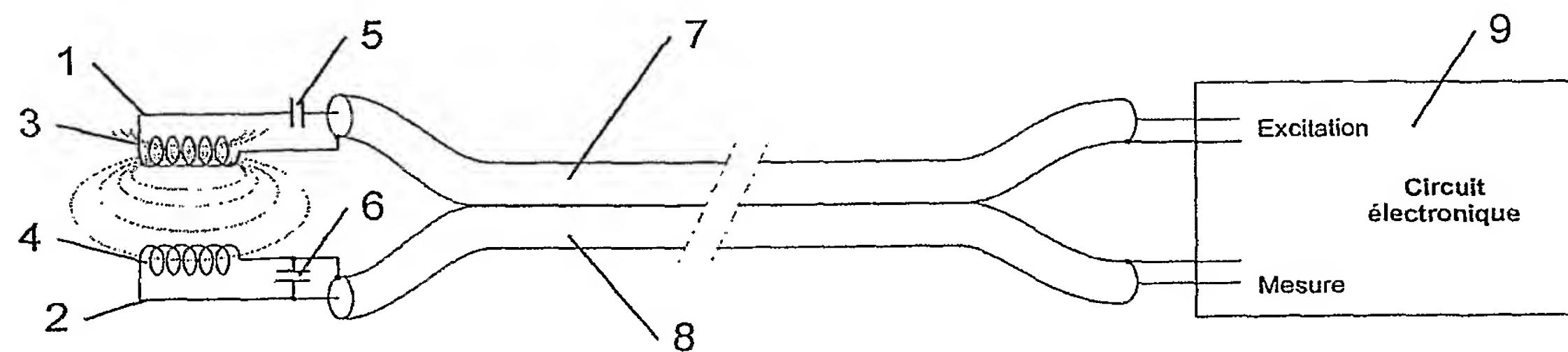
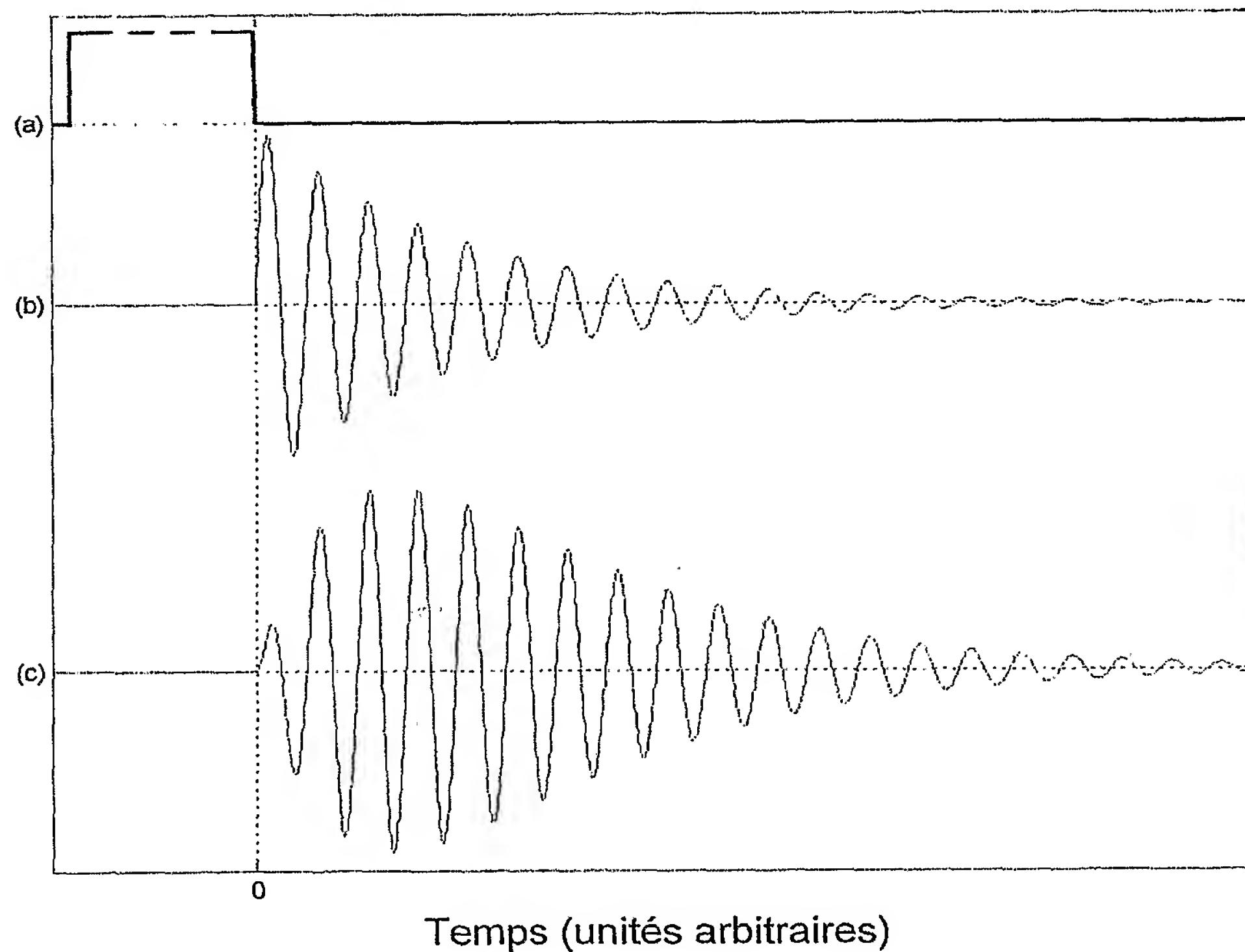
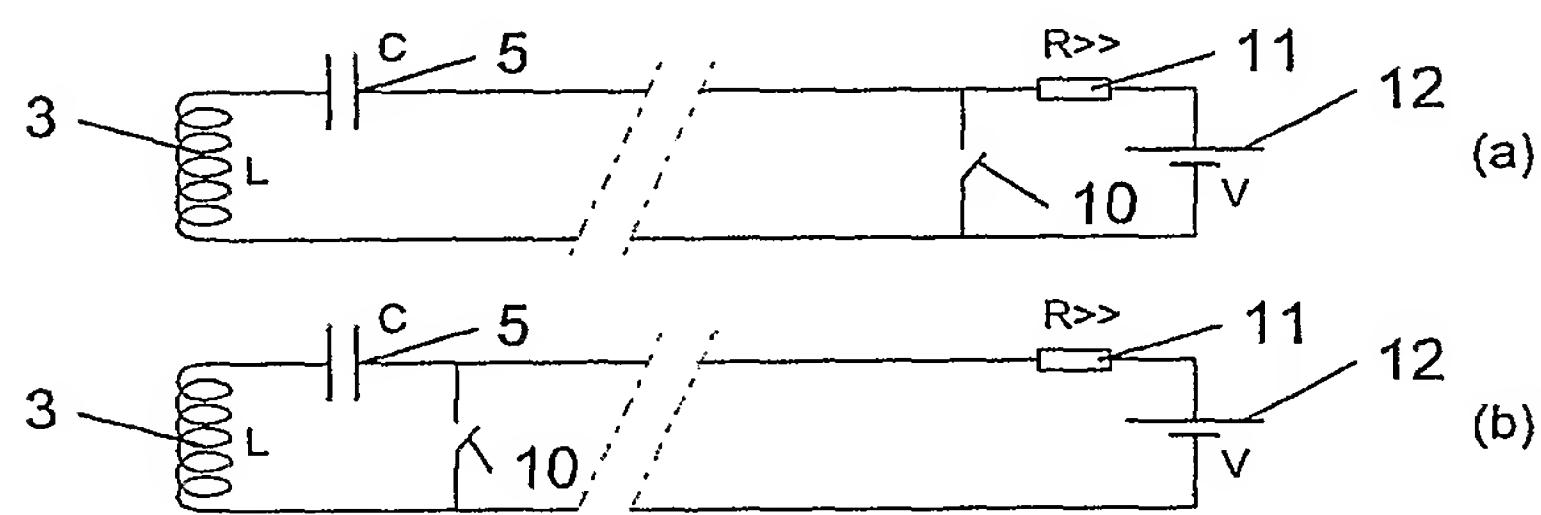
17. Appareillage de suivi de l'évolution de la maladie de parkinson comprenant un analyseur de mouvement suivant la revendication 15, caractérisé en ce que ledit analyseur est agencé pour repérer dans ledit signal de mesure de distance des formes de signaux 30 représentant des états de tremblement, de figement et de repliement pour produire un signal de détection, le signal de détection comprenant

également un indicateur indiquant la forme ayant menée audit signal de détection.

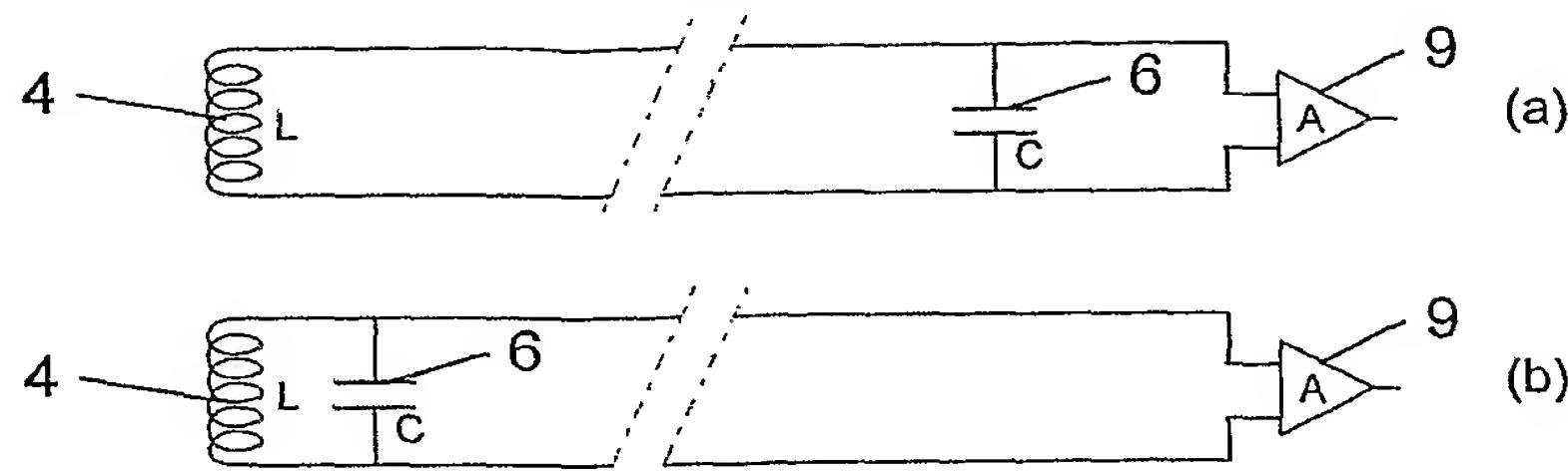
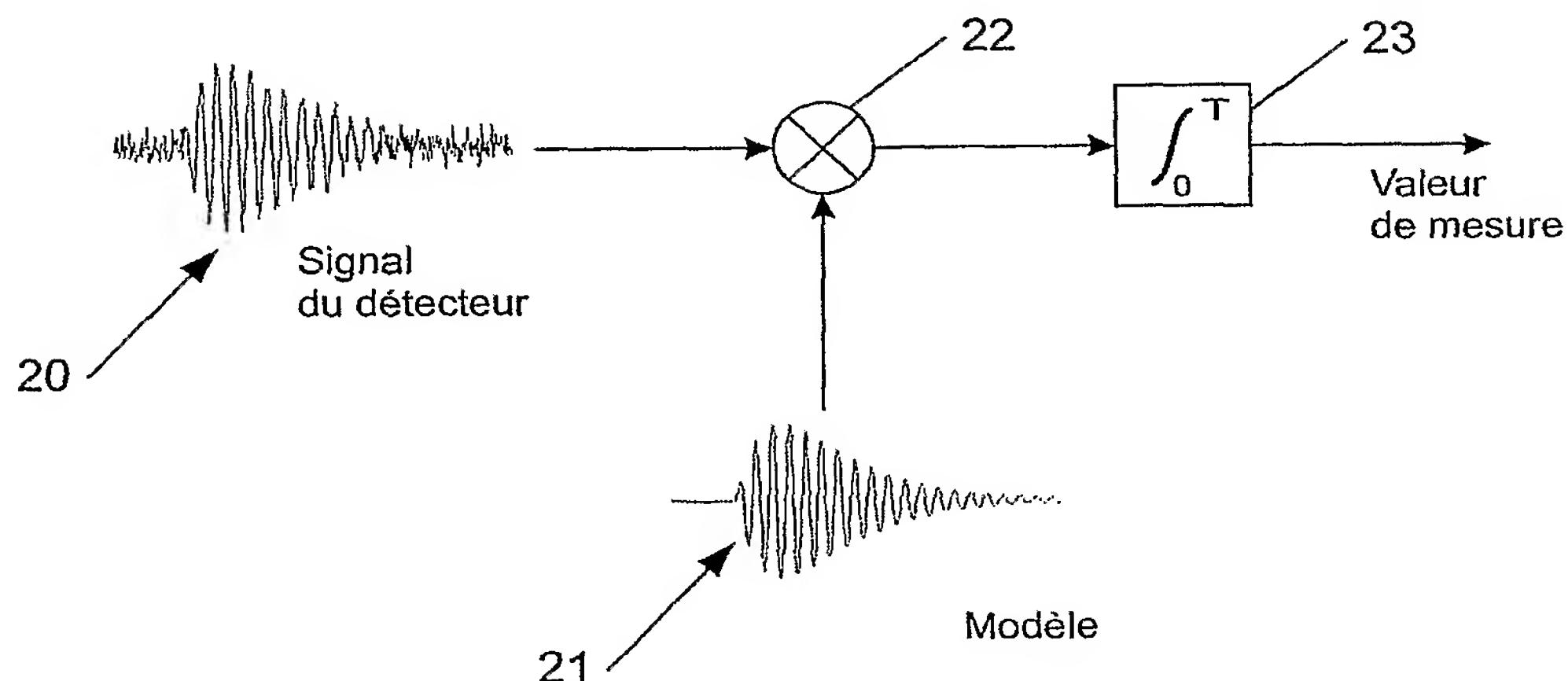
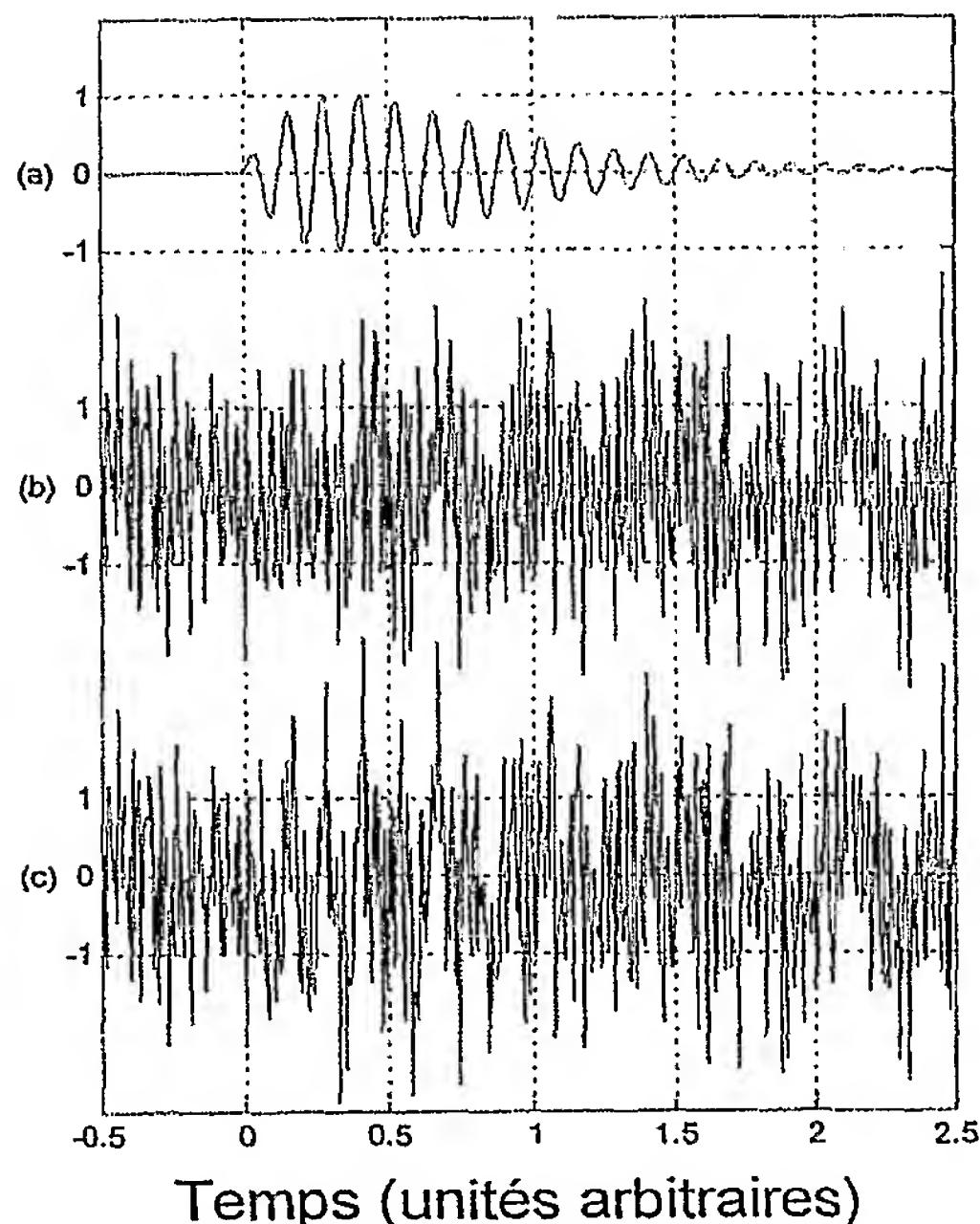
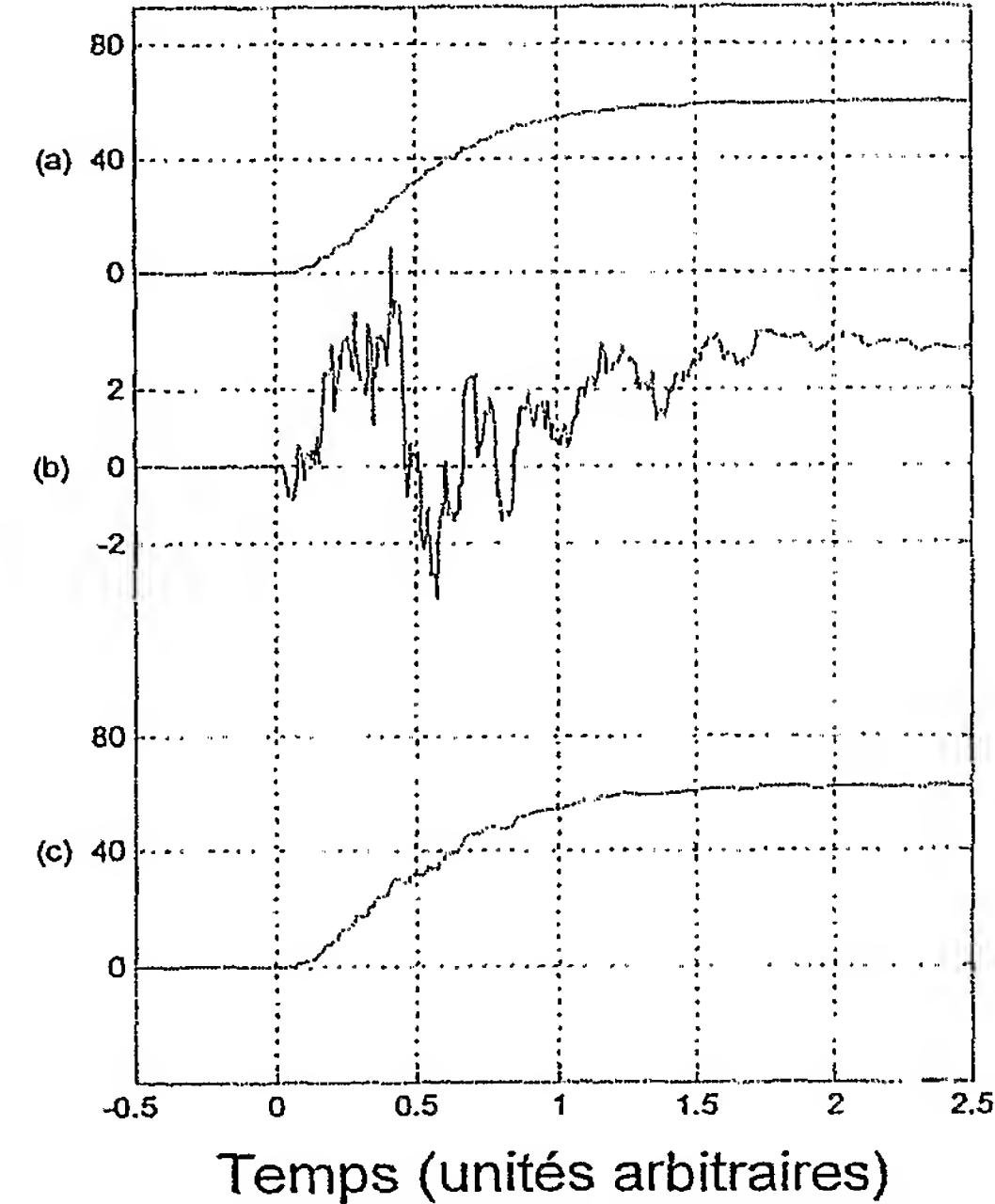
18. Appareillage de détection d'une perte de vigilance comprenant un analyseur de mouvement suivant la revendication 15, 5 caractérisé en ce que ledit dispositif de mesure est placé de telle manière à mesurer l'inclinaison de la tête et ledit analyseur est agencé pour repérer dans ledit signal de mesure de distance des événements d'inclinaison lente et relève brutale de la tête, pour produire un signal de détection.

10 19. Appareillage de détection d'une perte de vigilance comprenant un analyseur de mouvement suivant la revendication 15, caractérisé en ce que ledit dispositif de mesure est agencé de telle manière à mesurer l'amplitude d'ouverture des paupières et ledit analyseur est agencé pour repérer dans ledit signal de mesure de 15 distance des événements de clignement récurrent des paupières et un état de diminution progressive de l'amplitude moyenne d'ouverture des paupières, pour produire un signal de détection.

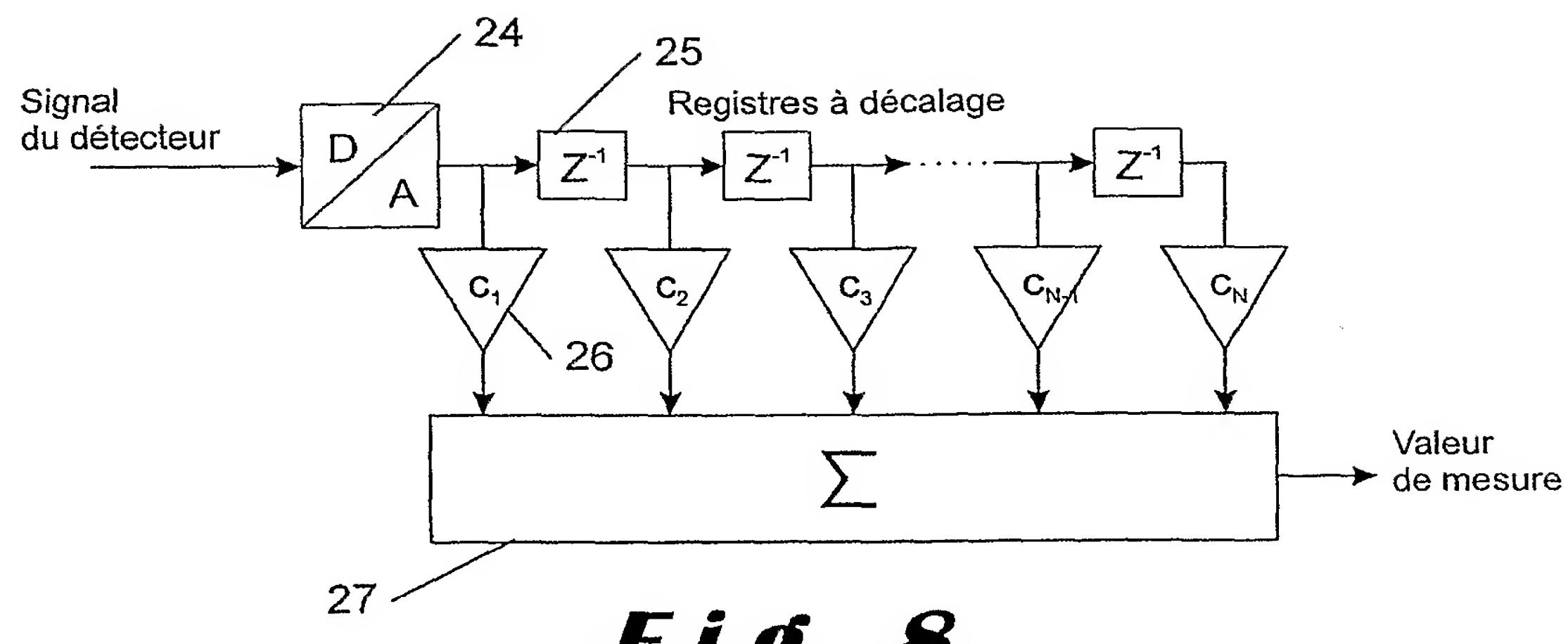
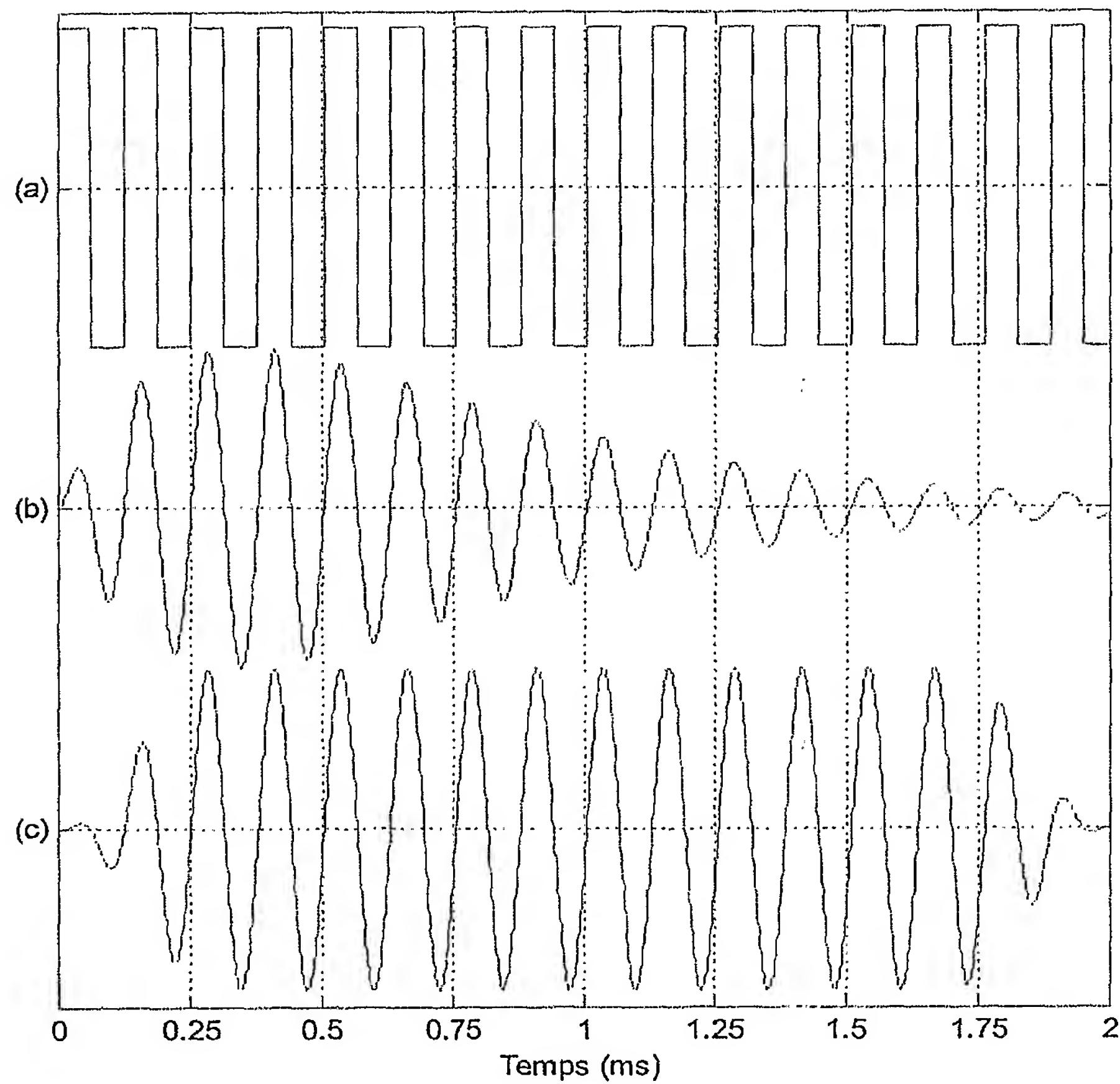
1/15

***Fig. 1******Fig. 2******Fig. 3***

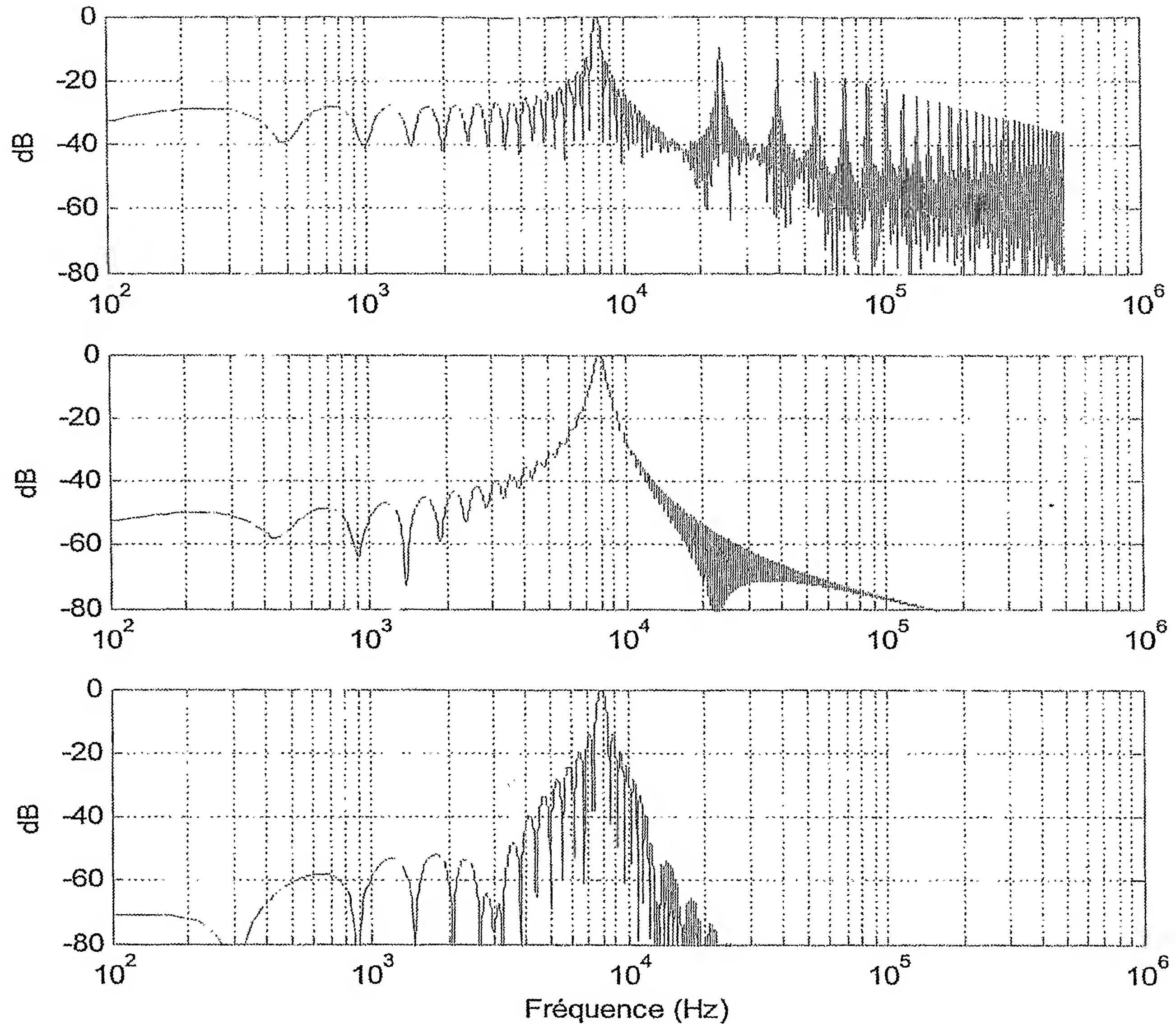
2/15

***Fig. 4******Fig. 5******Fig. 6******Fig. 7***

3/15

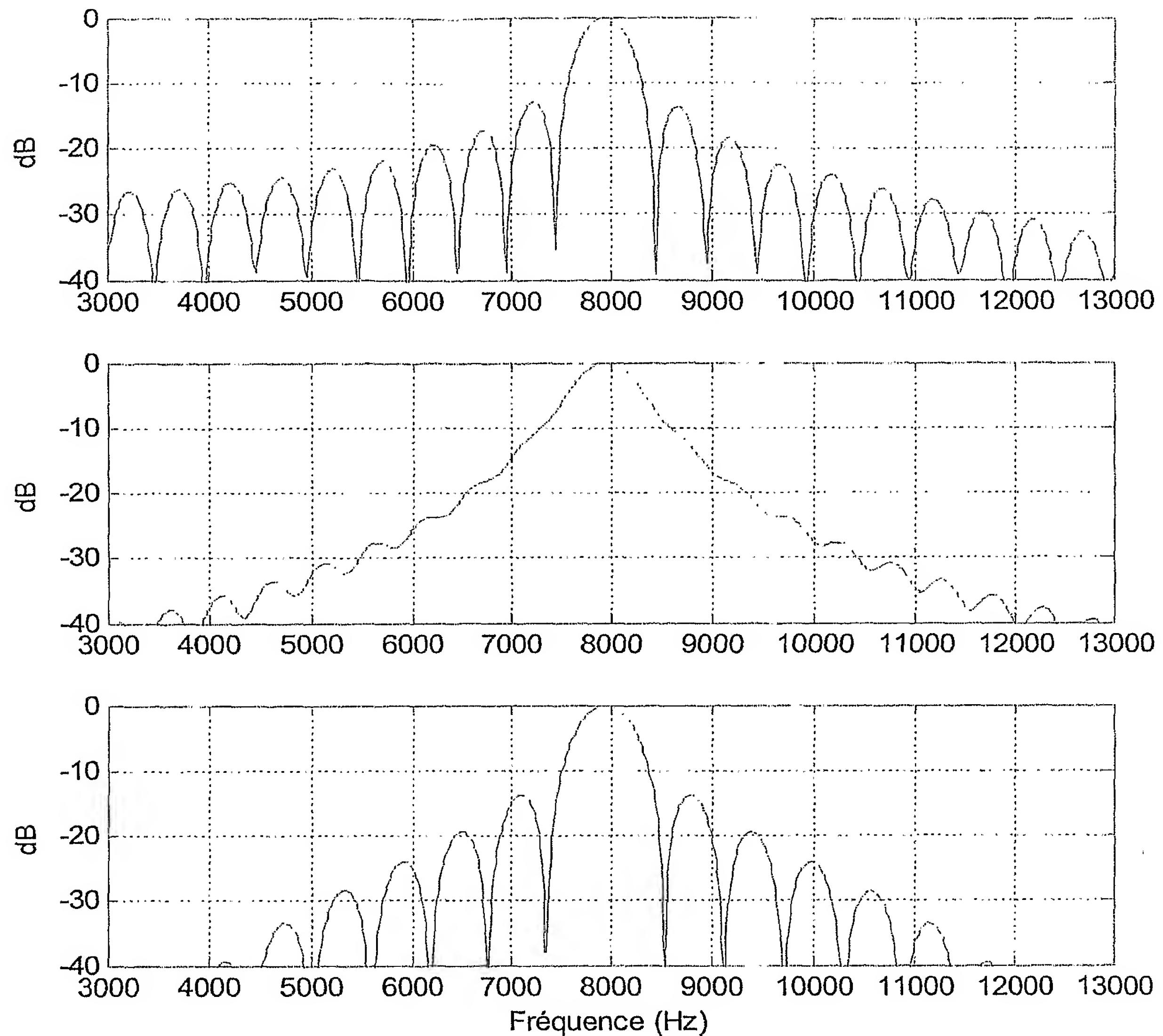
**Fig. 8****Fig. 9**

4/15



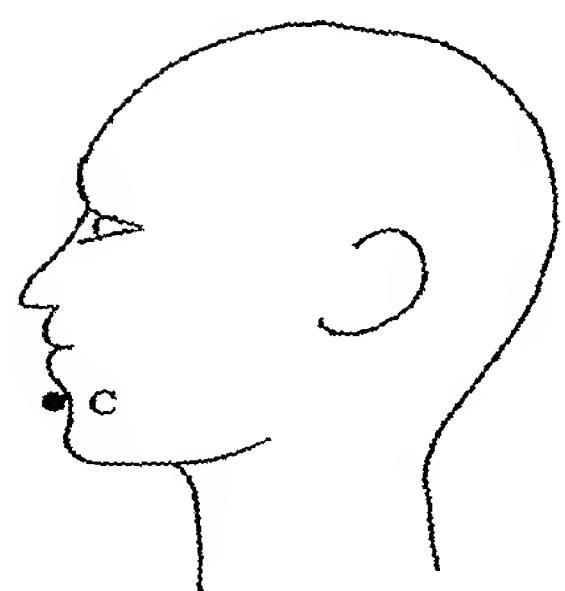
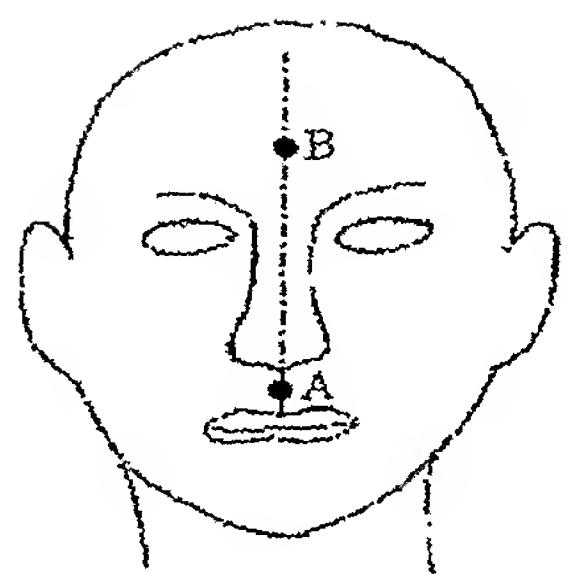
*Fig. 10*

5/15

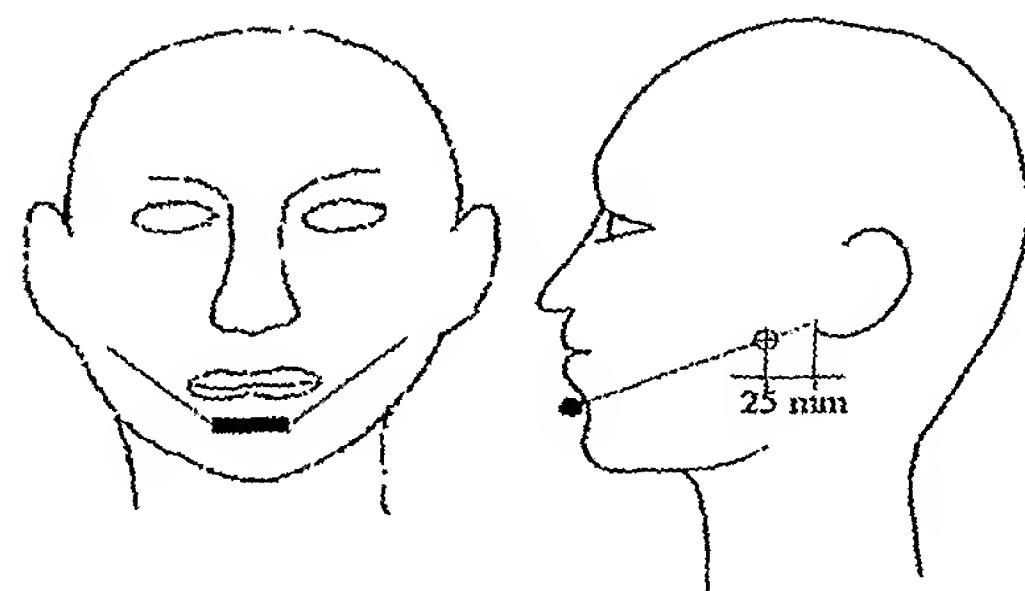


*Fig. 11*

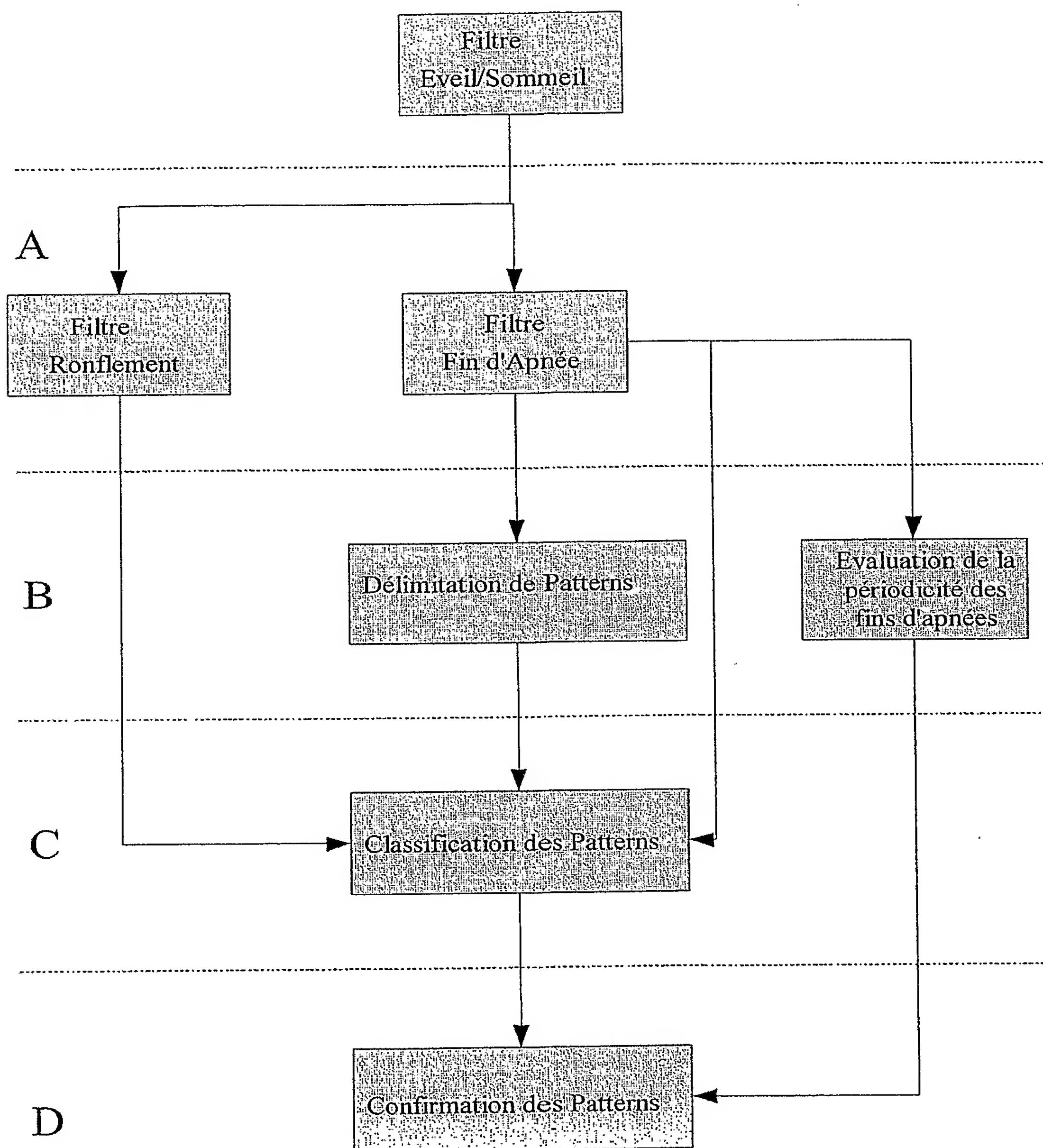
6/15



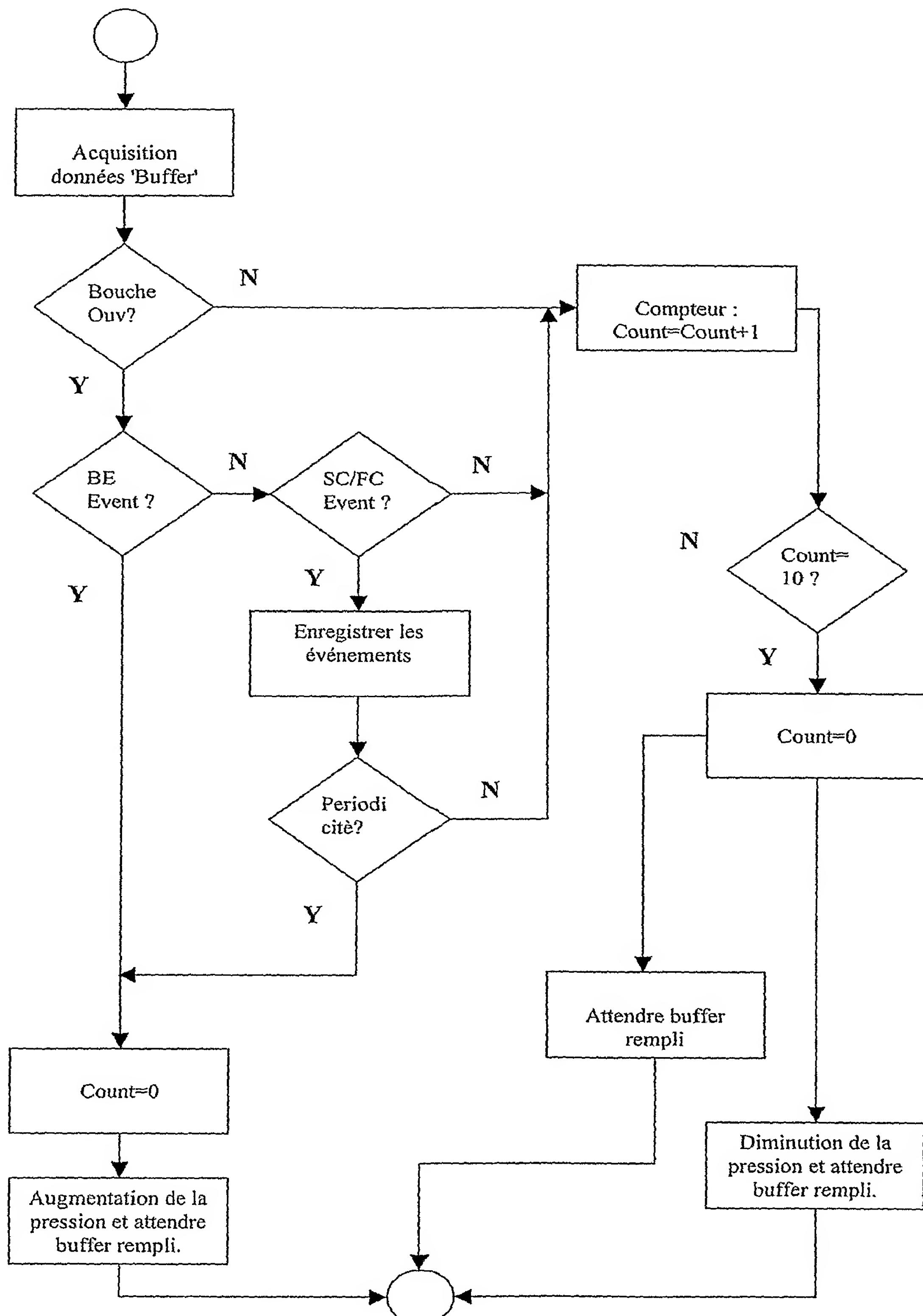
*Fig. 12*

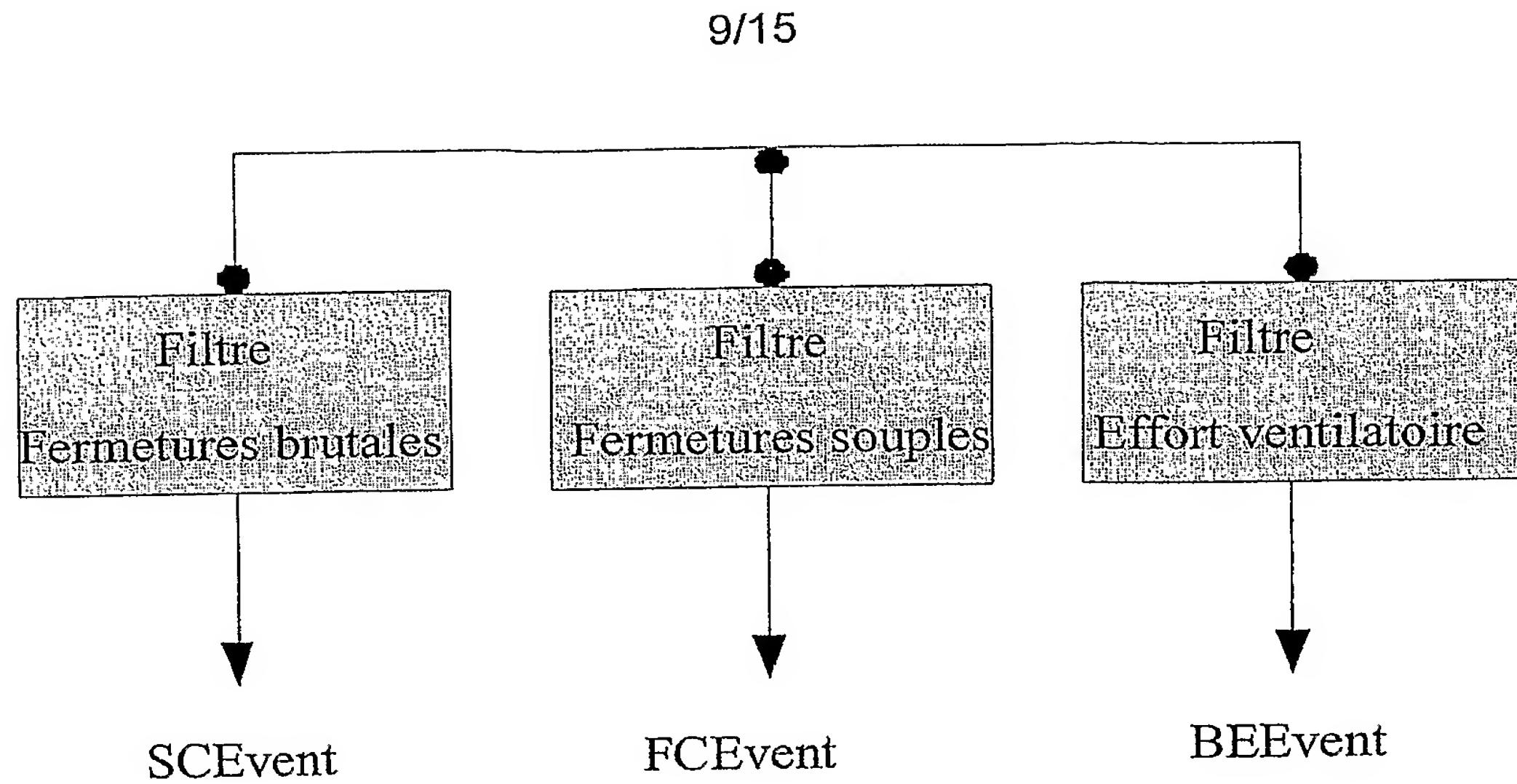
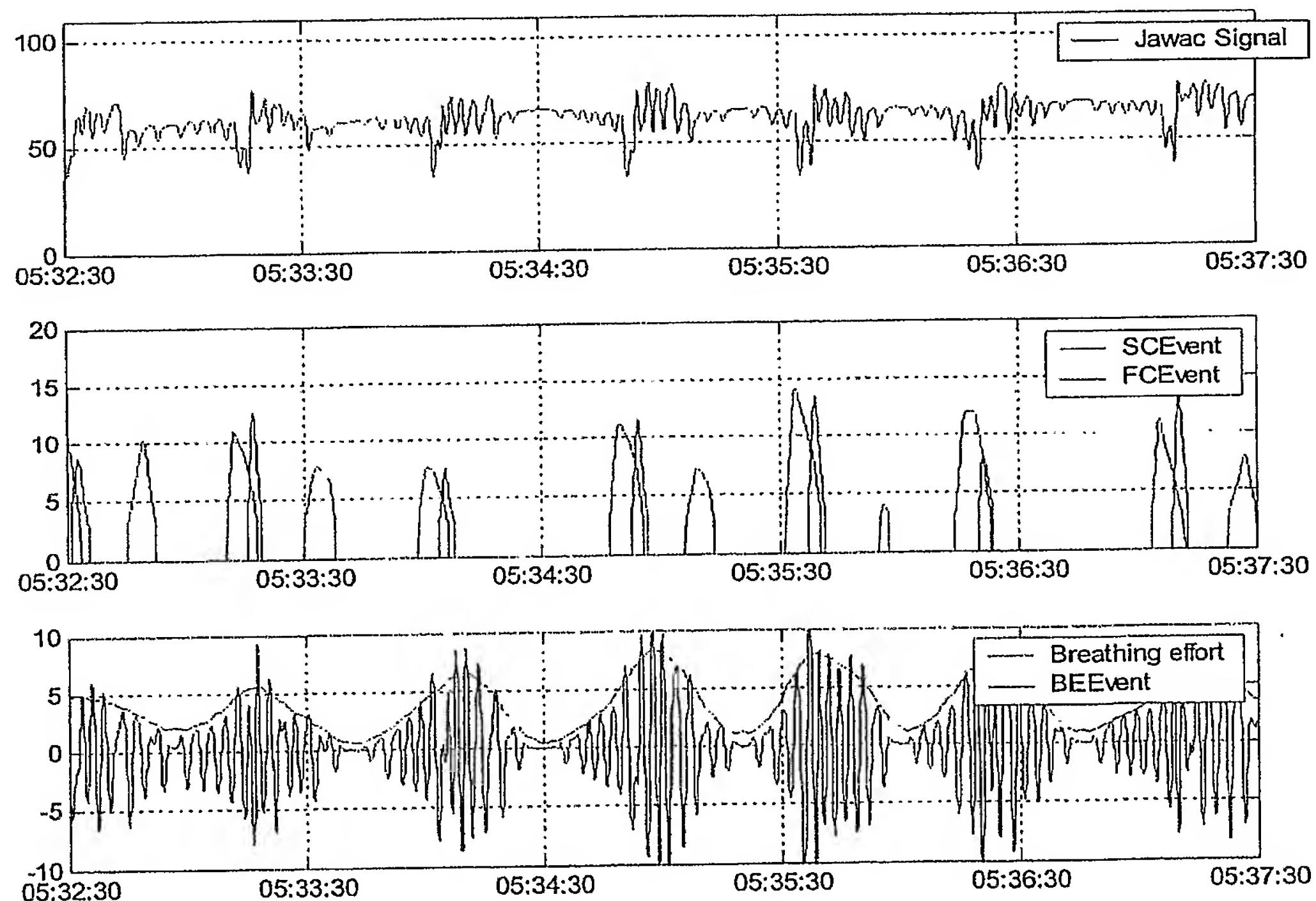


*Fig. 13*

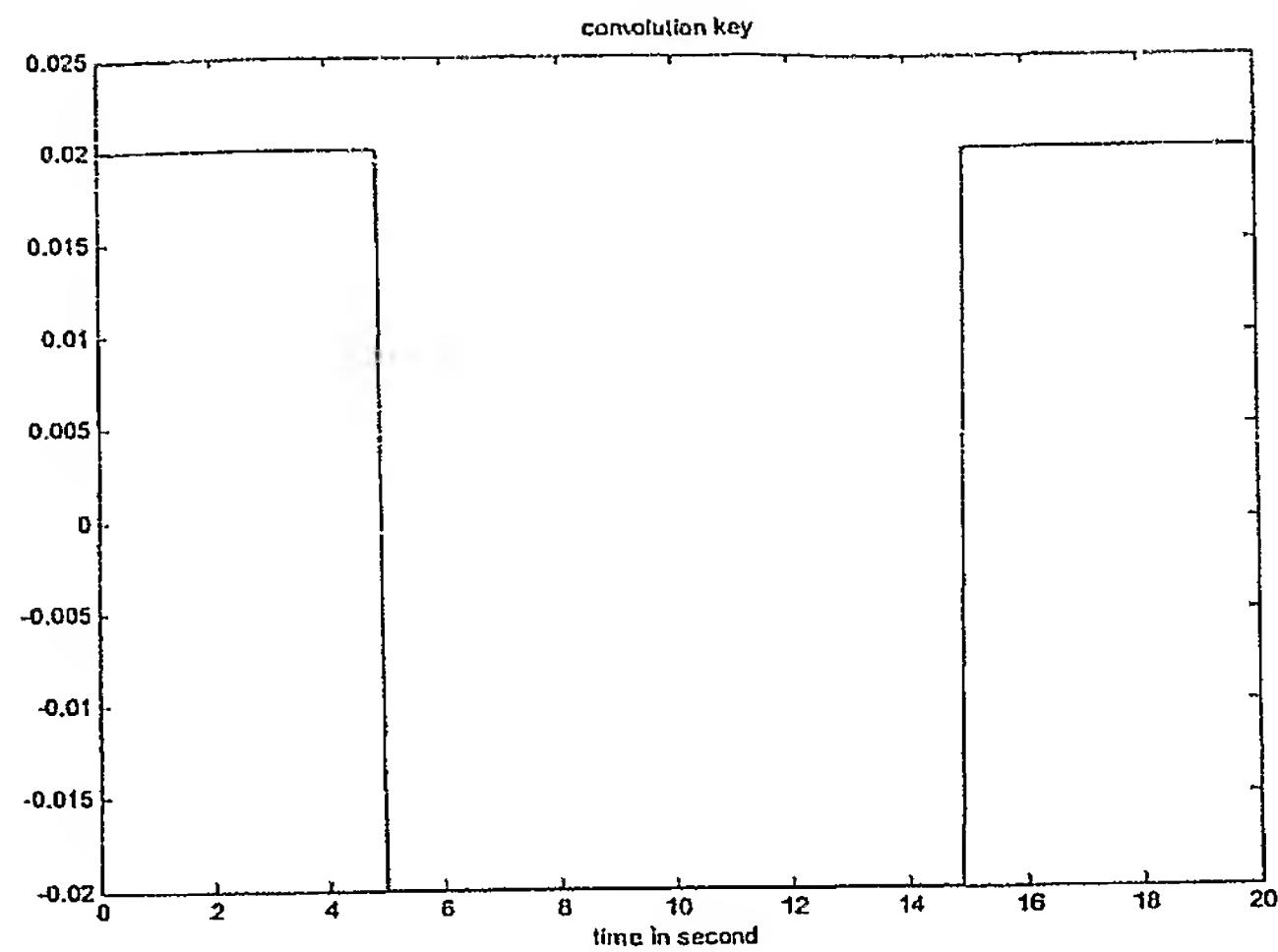


*Fig. 14a*

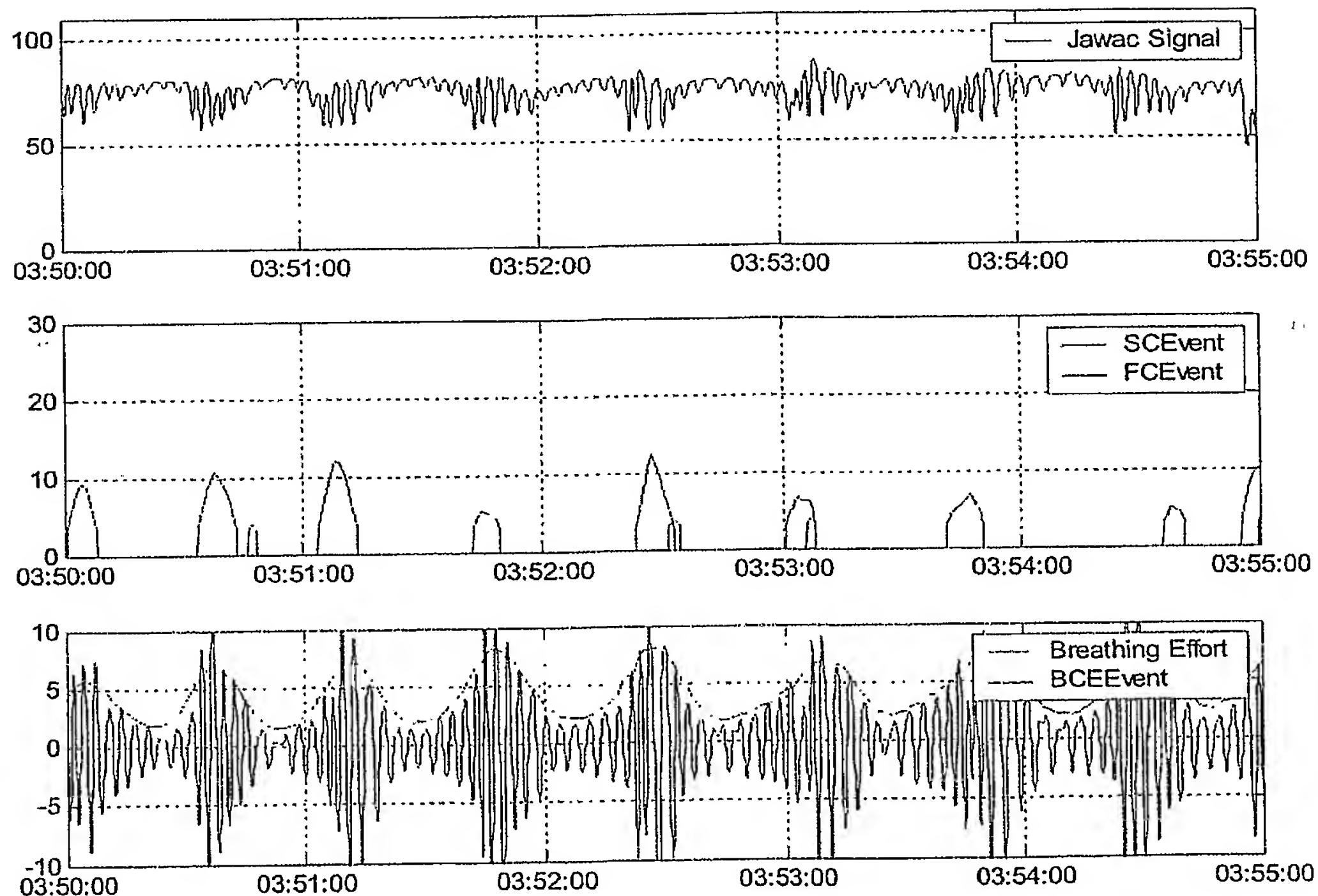
*Fig. 14b*

***Fig. 15******Fig. 16***

10/15

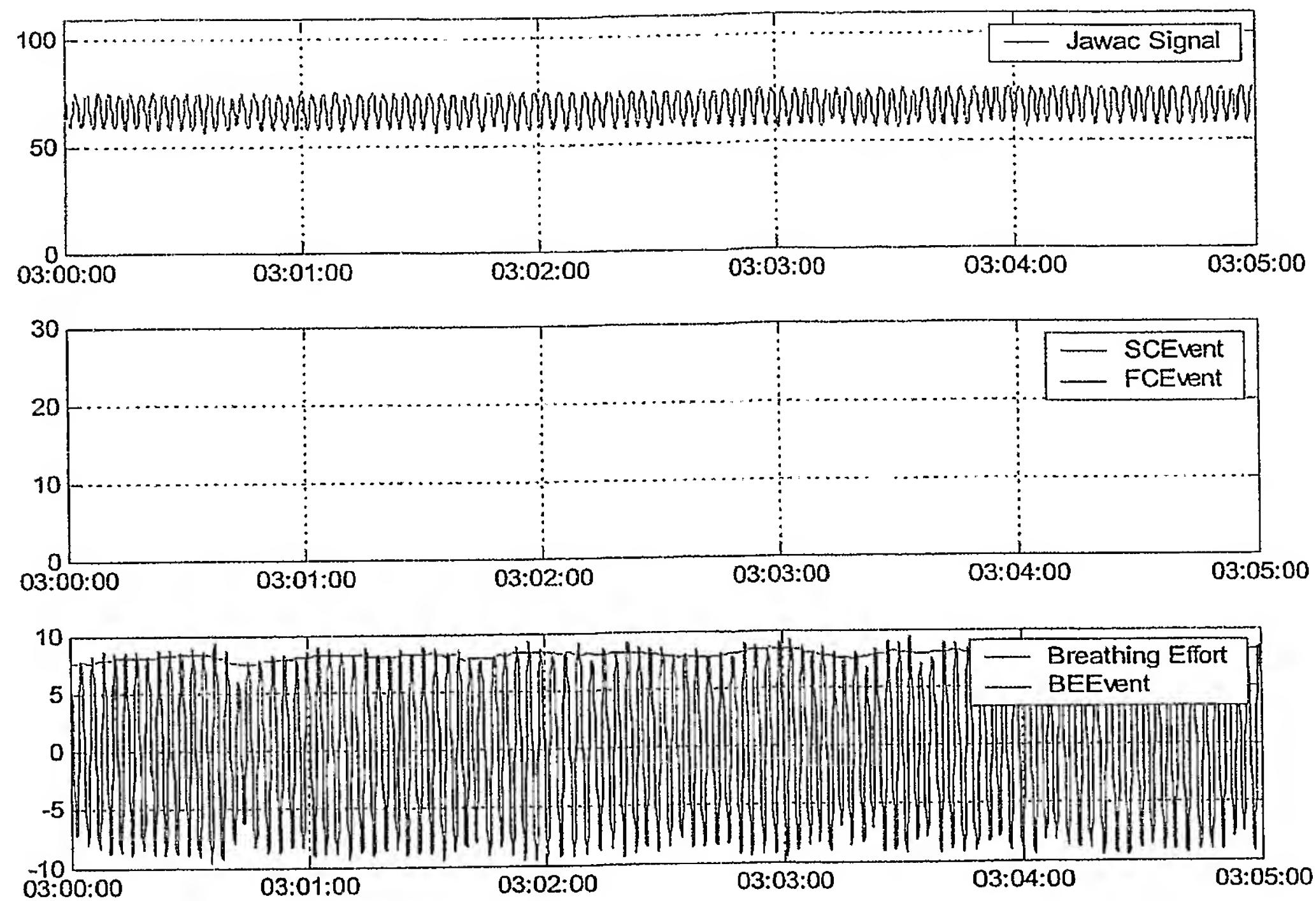


*Fig. 17*



*Fig. 18*

11/15



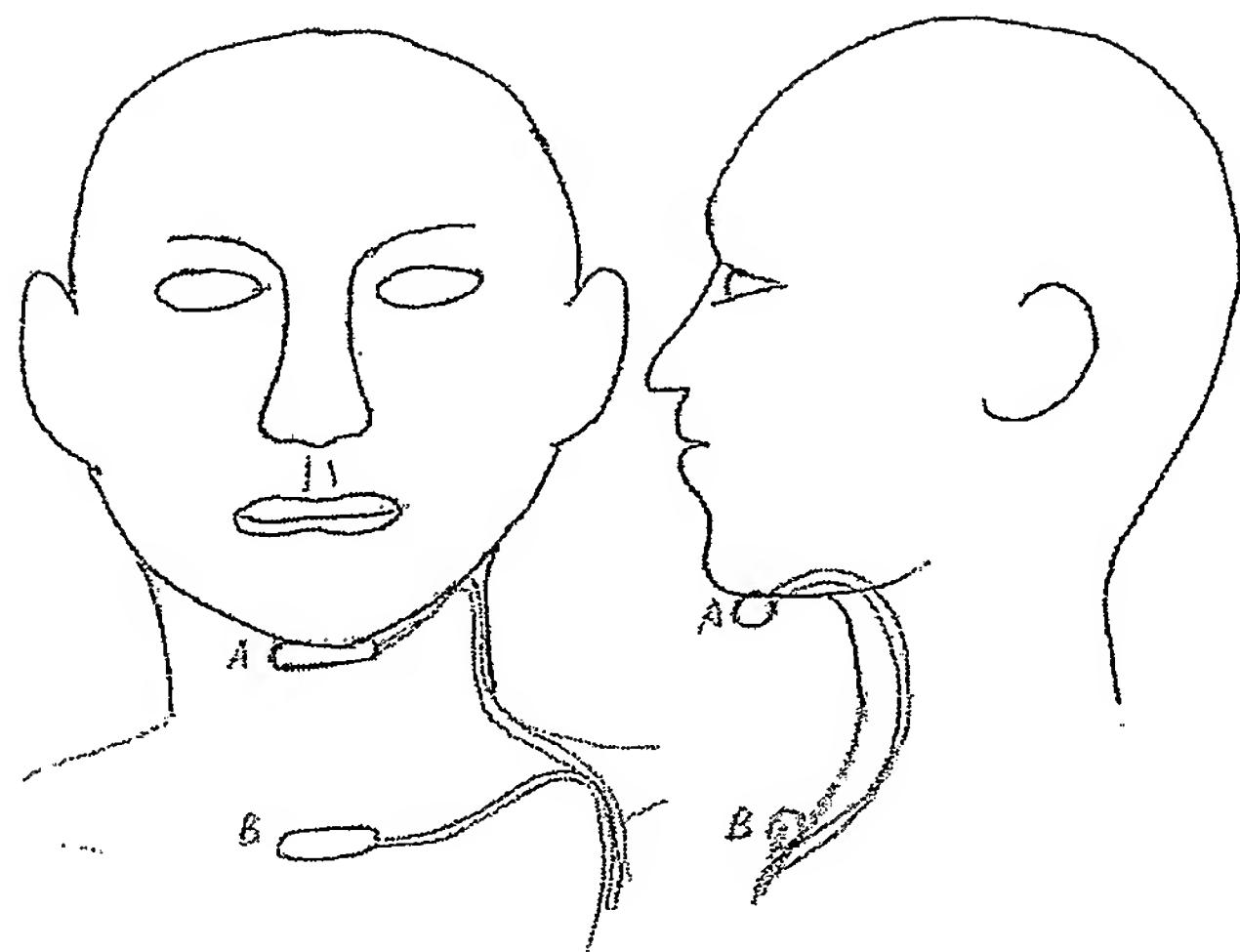
*Fig. 19*

12/15

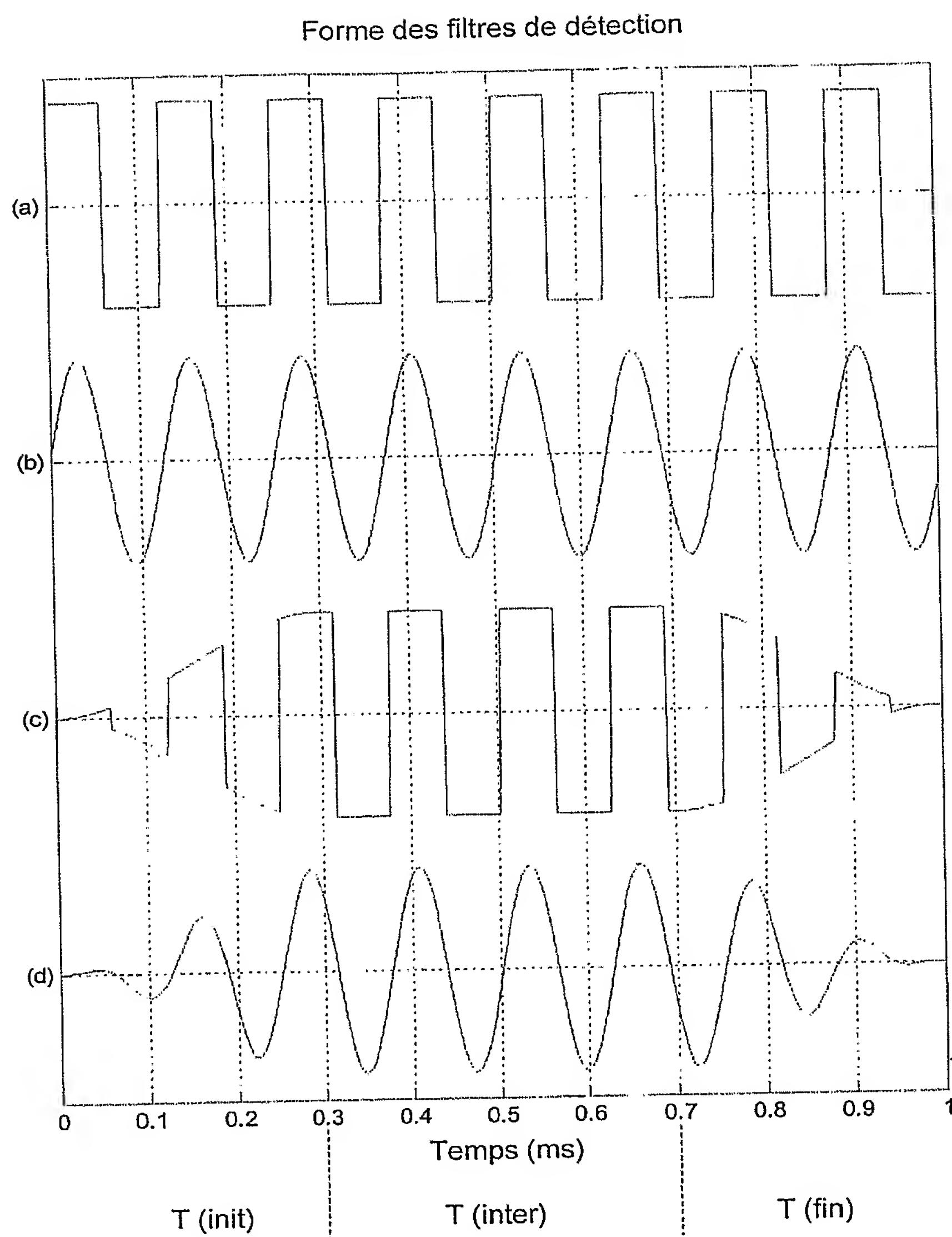
	SCEven	FCEvent	NEBEven	LMOEven
Hypopnée	0	1	0	0
Apnée Obstructive	1	0	0	0
Apnée Mixte	1	0	1	0
Apnée Centrale	0	0	1	0
RAVAS	1	0	0	1

*Fig. 20*

13/15

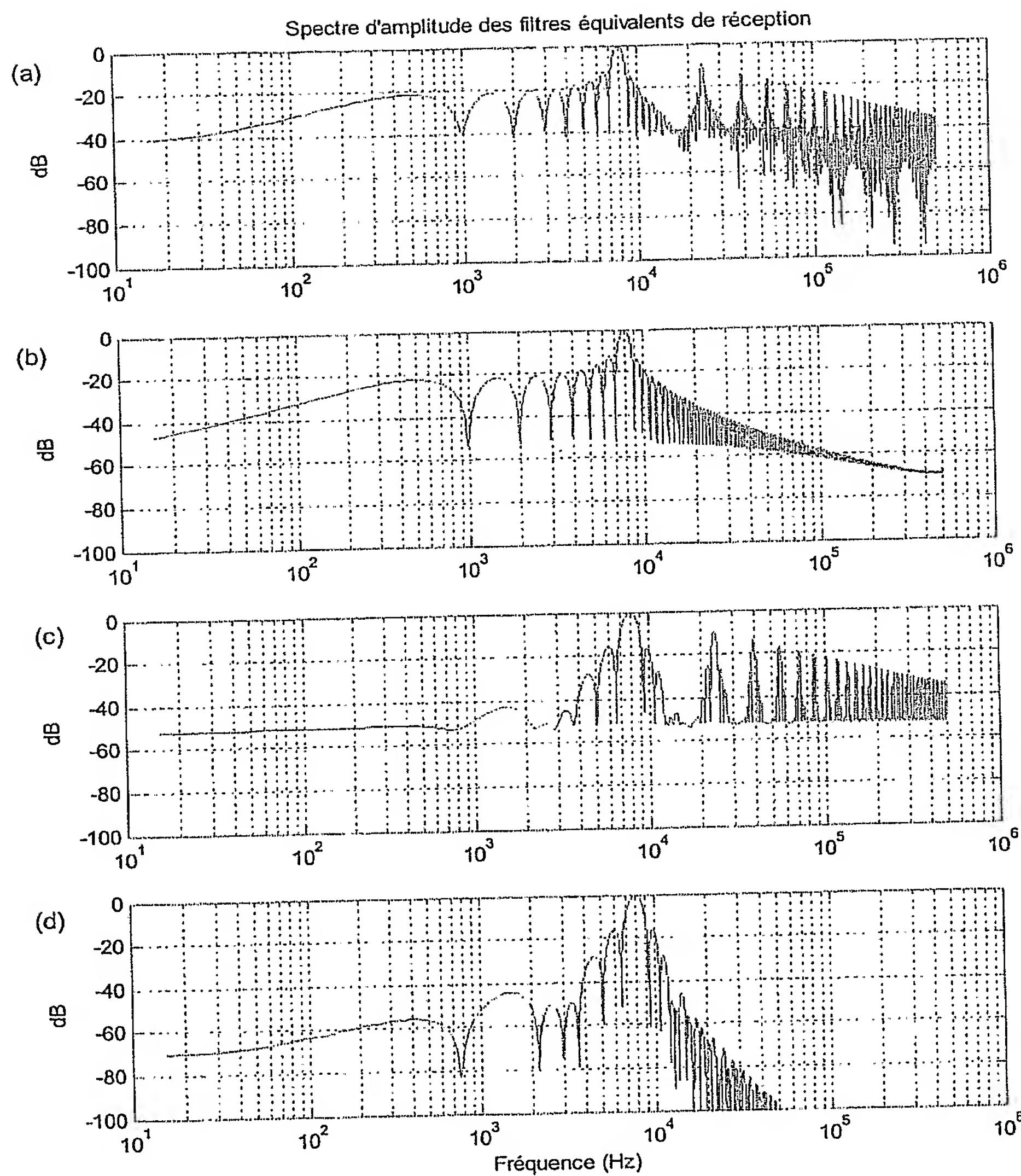


*Fig. 21*



***Fig. 22***

15/15



*Fig. 23*

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

PCT/EP2005/050178

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
 IPC 7 G01B7/14 G01D5/20

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
 IPC 7 G01B G01D

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data, PAJ

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category °	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	DE 41 14 398 A (LETRON GMBH ELECTRONIC LEHESTE) 29 October 1992 (1992-10-29) column 1, line 30 - column 2, line 49; figures 1,2 ----- US 4 665 361 A (DORSCH MANFRED ET AL) 12 May 1987 (1987-05-12) column 2, line 46 - column 4, line 39; figures 1-4 ----- US 4 843 259 A (WEISSHAUPT BRUNO) 27 June 1989 (1989-06-27) column 1, line 7 - column 4, line 32; figures 1-4 ----- -/-	1-19
A		1-19
A		1-19

Further documents are listed in the continuation of box C.

Patent family members are listed in annex.

## ° Special categories of cited documents :

- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier document but published on or after the international filing date
- "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

23 May 2005

Date of mailing of the international search report

06/06/2005

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Beyfuß, M

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

PCT/EP2005/050178

## C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category °	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	FR 2 692 979 A (BOSCH GMBH ROBERT) 31 December 1993 (1993-12-31) page 4, line 16 – page 6, line 19; figure 1 ----- US 6 234 654 B1 (KITAHARA TAKAHIDE ET AL) 22 May 2001 (2001-05-22) column 3, lines 5-60; figures 1,2 -----	1-19
A	US 2002/115944 A1 (BARAK GILAD ET AL) 22 August 2002 (2002-08-22) paragraphs '0069! – '0113!; figures 1-8 -----	1-19

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

PCT/EP2005/050178

Patent document cited in search report		Publication date		Patent family member(s)		Publication date
DE 4114398	A	29-10-1992	DE	4114398 A1		29-10-1992
US 4665361	A	12-05-1987	EP	0124731 A1		14-11-1984
US 4843259	A	27-06-1989	CH BE DE FR GB IT NL	672383 A5 1000173 A6 3734177 A1 2606163 A1 2197076 A ,B 1222994 B 8702575 A		15-11-1989 05-07-1988 05-05-1988 06-05-1988 11-05-1988 12-09-1990 16-05-1988
FR 2692979	A	31-12-1993	DE FR JP	4220801 A1 2692979 A1 6072118 A		05-01-1994 31-12-1993 15-03-1994
US 6234654	B1	22-05-2001	JP DE	11304407 A 19918404 A1		05-11-1999 28-10-1999
US 2002115944	A1	22-08-2002	US US AU WO	2002101232 A1 6245109 B1 1410201 A 0135872 A1		01-08-2002 12-06-2001 30-05-2001 25-05-2001

# RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

PCT/EP2005/050178

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE  
CIB 7 G01B7/14 G01D5/20

Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB

## B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE

Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement)

CIB 7 G01B G01D

Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche

Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si réalisable, termes de recherche utilisés)

EPO-Internal, WPI Data, PAJ

## C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie °	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	DE 41 14 398 A (LETRON GMBH ELECTRONIC LEHESTE) 29 octobre 1992 (1992-10-29) colonne 1, ligne 30 - colonne 2, ligne 49; figures 1,2 ----- US 4 665 361 A (DORSCH MANFRED ET AL) 12 mai 1987 (1987-05-12) colonne 2, ligne 46 - colonne 4, ligne 39; figures 1-4 ----- US 4 843 259 A (WEISSHAUPT BRUNO) 27 juin 1989 (1989-06-27) colonne 1, ligne 7 - colonne 4, ligne 32; figures 1-4 ----- -----	1-19
A		1-19
A		1-19

Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents

Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe

### ° Catégories spéciales de documents cités:

- "A" document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent
- "E" document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date
- "L" document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée)
- "O" document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens
- "P" document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée

- "T" document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention
- "X" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément
- "Y" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier
- "&" document qui fait partie de la même famille de brevets

Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée

23 mai 2005

Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale

06/06/2005

Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale  
Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Fonctionnaire autorisé

Beyfuß, M

## RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

PCT/EP2005/050178

C.(suite) DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Catégorie	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	FR 2 692 979 A (BOSCH GMBH ROBERT) 31 décembre 1993 (1993-12-31) page 4, ligne 16 – page 6, ligne 19; figure 1 -----	1-19
A	US 6 234 654 B1 (KITAHARA TAKAHIDE ET AL) 22 mai 2001 (2001-05-22) colonne 3, ligne 5-60; figures 1,2 -----	1-19
A	US 2002/115944 A1 (BARAK GILAD ET AL) 22 août 2002 (2002-08-22) alinéas '0069! – '0113!; figures 1-8 -----	1-19

**RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE**

PCT/EP2005/050178

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication		Membre(s) de la famille de brevet(s)		Date de publication
DE 4114398	A	29-10-1992	DE	4114398 A1		29-10-1992
US 4665361	A	12-05-1987	EP	0124731 A1		14-11-1984
US 4843259	A	27-06-1989	CH	672383 A5		15-11-1989
			BE	1000173 A6		05-07-1988
			DE	3734177 A1		05-05-1988
			FR	2606163 A1		06-05-1988
			GB	2197076 A ,B		11-05-1988
			IT	1222994 B		12-09-1990
			NL	8702575 A		16-05-1988
FR 2692979	A	31-12-1993	DE	4220801 A1		05-01-1994
			FR	2692979 A1		31-12-1993
			JP	6072118 A		15-03-1994
US 6234654	B1	22-05-2001	JP	11304407 A		05-11-1999
			DE	19918404 A1		28-10-1999
US 2002115944	A1	22-08-2002	US	2002101232 A1		01-08-2002
			US	6245109 B1		12-06-2001
			AU	1410201 A		30-05-2001
			WO	0135872 A1		25-05-2001